

**Evaluation der Effektivität der Neuen Rückenschule auf  
muskulär-physiologische Parameter**

**Dissertation  
zur Erlangung des akademischen Grades  
doctor philosophiae (Dr.phil.)**

**vorgelegt dem Rat der Fakultät für Sozial- und Verhaltenswissenschaften  
der Friedrich-Schiller-Universität Jena  
von Diplom-Sportwissenschaftler Robin Tuttschke  
geboren am 21. Juni 1980 in Jena**

## **Gutachter**

**1. apl. Prof. Dr. med. habil. Johanna Hübscher**

**2. PD Dr. med. habil. Christoph Anders**

**Tag der mündlichen Prüfung: 21.01.2015**

## Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung</b>	<b>12</b>
1.1	Geschichtlicher Abriss der Entwicklung von Rückenschulen	12
1.2	Klassisches Modell der Rückenschmerzen vs. Biopsychosoziales Modell des Rückenschmerzes	12
1.3	Unterschiede der klassischen zur Neuen Rückenschule	14
1.4	Kernziele der Neuen Rückenschule	16
1.4.1	Stärkung der physischen Gesundheitsressourcen	17
1.4.2	Stärkung der psychosozialen Gesundheitsressourcen	18
1.4.3	Verminderung von Risikofaktoren für Rückenschmerzen	19
1.4.4	Aufbau von Bindung an gesundheitssportliche Aktivität	20
1.5	Kennzeichen der Neuen Rückenschule	20
1.6	Wirksamkeit von Rückenschulen	21
1.7	Oberflächen-Elektromyographie (OEMG)	22
1.8	Untersuchte Muskulatur	23
1.9	CURS	27
1.9.1	Unterteilung / Definition des CURS	27
1.9.2	Physiologische Befunde	27
1.9.3	Psychologische Befunde	29
1.9.4	Bio-psycho-soziale Befunde	30
1.10	Forschungsansatz	30
<b>2</b>	<b>Material und Methoden</b>	<b>31</b>
2.1	Studiendesign	31
2.2	Intervention	33
2.3	Probanden	35
2.3.1	Probandenakquise	35
2.3.2	Interventionsgruppe	36
2.3.2.1	Einschlusskriterien	37
2.3.2.2	Ausschlusskriterien	37
2.3.3	Kontrollgruppe	38
2.3.3.1	Einschlusskriterien	38
2.3.3.2	Ausschlusskriterien	38
2.4	Messapparatur / Messinstrumente	40
2.4.1	„Propriomed, Typ P170“	40

2.4.2	„Deviator“	41
2.5	Fragebögen	42
2.6	Untersuchte Muskulatur	42
2.7	EKG	43
2.8	Beschleunigungssignal	43
2.9	Untersuchungsvorbereitung	44
2.10	Untersuchungsdurchführung	46
2.10.1	Allgemein	46
2.10.2	Dynamische Belastungen mittels Propriomed	46
2.10.3	Statische Belastungen mittels Deviator	48
2.10.4	OEMG-Datenerfassung	49
2.10.5	OEMG-Datenverarbeitung	49
2.10.5.1	EKG-Elimination für statische Tests	49
2.10.5.2	Identifikation der Schwingungszyklen des Propriomed	50
2.10.5.3	Sichtkontrollen	51
2.10.6	Datenstrukturierung	52
2.10.6.1	Ausschluss von Extremwerten	52
2.10.6.2	Seitenunabhängige Werte	52
2.10.6.3	Einteilung nach Belastungsstärke	52
2.10.6.4	Schmerzstärke	52
2.10.6.5	Responder / Non-Responder	52
2.10.7	Messparameter	53
2.10.7.1	Mittlere OEMG-Amplitudenniveaus der untersuchten Muskeln	54
2.10.7.2	Relative OEMG-Amplitudenanteile der untersuchten Muskeln in Bezug auf die Gesamtleistung (Koordinationsmuster = KM)	55
2.10.7.3	OEMG-Seitendifferenzen	55
2.10.7.4	OEMG-Amplituden-Kraft-Zusammenhang (AKZ) für statische Belastungen	55
2.10.7.5	Relative Schwankungsbreite (engl. Range) für dynamische Belastungen	56
2.10.8	Psychologische Variablen - Fragebögen	56
2.10.9	Statistische Verfahren	56
2.10.9.1	Tests für verbundene Stichproben - Verlaufskontrolle	57
2.10.9.2	Tests für nicht verbundene Stichproben – IG vs. KG & Subgruppenvergleiche	57
2.10.9.3	Muskelbezogene und zeitpunktebezogene kumulative Analysen	58
<b>3</b>	<b>Hypothesen</b>	<b>59</b>
3.1	Allgemein	59
3.2	Rückenschulbedingte Veränderung der OEMG-Parameter	59



3.3	Unterschiede IG und KG	60
3.4	Wechselwirkung mit schmerzbezogenen Variablen	60
<b>4</b>	<b>Ergebnisse</b>	<b>61</b>
4.1	Bewirkt die Teilnahme an der Neuen RS eine Veränderung in den OEMG-Daten? Tests für verbundene Stichproben – Verlaufskontrolle	61
4.1.1	Dynamik	61
4.1.2	Statik	62
4.2	Werden durch die Teilnahme an der Neuen RS vorbestehende Asymmetrien der linken und rechten Körperhälfte ausgeglichen?	62
4.2.1	Dynamik Seitendifferenzen – Wilcoxon Test	63
4.2.2	Statik Seitendifferenzen – Wilcoxon –Test	64
4.3	Differenzierung anhand schmerzbezogener Variablen	66
4.3.1	Subgruppenvergleich: Dynamik	66
4.3.2	Subgruppenvergleich: Statik	67
4.4	Welche Veränderungen bewirkt die Neue RS?	68
4.4.1	Dynamik: muskelbezogene kumulative Analyse Wilcoxon-Tests	69
4.4.2	Dynamik: zeitpunktbezogene kumulative Analyse Wilcoxon-Tests	71
4.4.3	Statik: muskelbezogene kumulative Analyse –Wilcoxon Tests	73
4.4.4	Statik: zeitpunktbezogene kumulative Analyse Wilcoxon Tests	74
4.5	Unterscheiden sich die OEMG-Daten zwischen den IG und KG? – Tests für nicht verbundene Stichproben	76
4.5.1	Dynamische Belastungen	78
4.5.1.1	IG vs. KG - Muskelbezogene kumulative Analyse	78
4.5.1.2	IG vs. KG – Zeitpunktbezogene kumulative Analyse	79
4.5.2	Statische Belastungen	80
4.5.2.1	IG vs. KG – Muskelbezogene kumulative Analyse	80
4.5.2.2	IG vs. KG - Zeitpunktbezogene kumulative Analyse	80
<b>5</b>	<b>Diskussion</b>	<b>86</b>
5.1	Verlaufskontrolle der OEMG-Parameter	89
5.2	Ausgleich von Seitenasymmetrien	89
5.2.1	Dynamik	89
5.2.2	Statik	90
5.3	Rückenschulbedingte Veränderungen der OEMG-Parameter	90
5.3.1	Dynamik	91
5.3.2	Statik	92

5.4	Unterschiede zwischen IG und KG	92
5.4.1	Dynamik	92
5.4.1.1	Muskelbezogene Analyse	92
5.4.1.2	Zeitpunktbezogene Analyse	93
5.4.2	Statik	93
5.4.2.1	Muskelbezogene Analyse	93
5.4.2.2	Zeitpunktbezogene Analyse	94
5.5	Wechselwirkungen mit schmerzbezogenen Variablen	95
5.5.1	Dynamik	95
5.5.2	Statik	97
5.6	Ergebniszusammenfassung	99
5.6.1	Rückenschulbedingte Veränderung der OEMG-Parameter	99
5.6.2	Unterschiede IG und KG	99
5.6.3	Wechselwirkung	100
5.6.4	Schlussfolgerung: langfristig denken!	101
5.7	Kritik	102
5.7.5	Amplitudencharakterisierung mittels OEMG	102
5.7.5.1	Exakte Elektrodenpositionierung	102
5.7.5.2	Cross talk	102
5.7.5.3	Subkutanes Fettgewebe	103
5.7.5.4	Muskelbewegung	104
5.7.6	Statistik	104
5.7.7	Probanden	105
5.7.8	Intervention & Standardisierung	106
5.8	Voraussetzungen & Ausblick	107
<b>6</b>	<b>Literatur</b>	<b>115</b>
<b>7</b>	<b>Anhang</b>	<b>I</b>
7.1	Differenzierung anhand schmerzbezogener Variablen	I
7.1.1	Subgruppenvergleich: Dynamik	I
7.1.1.1	RMS	I
7.1.1.2	Relativ	II
7.1.1.3	Range	II
7.2	Subgruppenvergleich: Statik	III
7.2.1	RMS	III
7.2.2	AKZ	IV
7.2.3	KM	VI
7.2.3.1	KM Rumpf	VIII

7.3	Welche Veränderungen bewirkt die Neue RS?	IX
7.3.1	Dynamik Wilcoxon-Tests	IX
7.3.1.1	RMS – Werte	IX
7.3.1.1.1	Alle Probanden	IX
7.3.1.1.2	Responder	X
7.3.1.1.3	Non-Responder	X
7.3.1.1.4	geringe Schmerzstärke	X
7.3.1.1.5	hohe Schmerzstärke	XI
7.3.1.2	Relativ-Werte	XI
7.3.1.2.1	Alle	XI
7.3.1.2.2	Responder	XII
7.3.1.2.3	Non-Responder	XII
7.3.1.2.4	geringe Schmerzstärke	XII
7.3.1.2.5	hohe Schmerzstärke	XIII
7.3.1.3	Range-Werte	XIII
7.3.1.3.1	Alle	XIII
7.3.1.3.2	Responder	XIV
7.3.1.3.3	Non-Responder	XIV
7.3.1.3.4	geringe Schmerzstärke	XV
7.3.1.3.5	hohe Schmerzstärke	XV
7.3.2	Statik Wilcoxon-Tests	XVI
7.3.2.1	Muskelweise	XVI
7.3.2.1.1	Alle	XVI
7.3.2.1.2	Responder	XVII
7.3.2.1.3	Non-Responder	XVIII
7.3.2.1.4	geringe Schmerzstärke	XIX
7.3.2.1.5	hohe Schmerzstärke	XX
7.3.2.2	Positionsweise	XXI
7.3.2.2.1	Alle	XXI
7.3.2.2.2	Responder	XXII
7.3.2.2.3	Non-Responder	XXIII
7.3.2.2.4	geringe Schmerzstärke	XXIV
7.3.2.2.5	hohe Schmerzstärke	XXV
7.4	Unterscheiden sich die OEMG-Daten zwischen den IG und KG? – Tests für nicht verbundene Stichproben	XXVI
7.4.1	Dynamik	XXVI
7.4.1.1	RMS	XXVI
7.4.1.1.1	Alle	XXVI
7.4.1.1.2	Responder	XXVII
7.4.1.1.3	Non-Responder	XXVII

7.4.1.1.4	geringe Schmerzstärke	XXVIII
7.4.1.1.5	hohe Schmerzstärke	XXVIII
7.4.1.2	Relativ	XXIX
7.4.1.2.1	Alle	XXIX
7.4.1.2.2	Responder	XXIX
7.4.1.2.3	Non-Responder	XXX
7.4.1.2.4	geringe Schmerzstärke	XXX
7.4.1.2.5	hohe Schmerzstärke	XXXI
7.4.1.3	Range	XXXI
7.4.1.3.1	Alle	XXXI
7.4.1.3.2	Responder	XXXII
7.4.1.3.3	Non-Responder	XXXII
7.4.1.3.4	geringe Schmerzstärke	XXXIII
7.4.1.3.5	hohe Schmerzstärke	XXXIII
7.4.2	Statik	XXXIV
7.4.2.1	Muskelweise	XXXIV
7.4.2.1.1	Alle	XXXIV
7.4.2.1.2	Responder	XXXIV
7.4.2.1.3	Non-Responder	XXXV
7.4.2.1.4	geringe Schmerzstärke	XXXV
7.4.2.1.5	hohe Schmerzstärke	XXXVI
7.4.2.2	Positionsweise	XXXVI
7.4.2.2.1	Alle	XXXVI
7.4.2.2.2	Responder	XXXVII
7.4.2.2.3	Non-Responder	XXXVII
7.4.2.2.4	geringe Schmerzstärke	XXXVIII
7.4.2.2.5	hohe Schmerzstärke	XXXVIII
Protokoll muskulär-physiologische Untersuchungen		XXXIX
Lebenslauf		XLI
Ehrenwörtliche Erklärung		XLII

## Abkürzungsverzeichnis

AKZ	Amplituden-Kraft-Zusammenhang
BF	Musculus biceps femoris
ES	Musculus erector spinae
HL	horizontal langsam
HM	horizontal mittel
HS	horizontal schnell
IG	Interventionsgruppe
KG	Kontrollgruppe
KM	Koordinationsmuster
MF	Musculus multifidus
MW	Mittelwert
OE	Musculus obliquus externus
OI	Musculus obliquus internus
RA	Musculus rectus abdominis
RF	Musculus rectus femoris
RK high	Rückkipfung, kumuliert große Winkel (30°-60°)
RK low	Rückkipfung, kumuliert geringe Winkel (0°-20°)
RK	Rückkipfung
RMS	Root Mean Square
RS	Rückenschule
sig.	signifikant
SST high	hohe Schmerzstärke
SST low	geringe Schmerzstärke
SST	Schmerzstärke
STABW	Standardabweichung
TN	Teilnehmer
TrA	(Musculus) transversus abdominis
U	Untersuchungszeitpunkt
VK	Vorkippung
VK high	Vorkippung, kumuliert große Winkel (30°-60°)
VK low	Vorkippung, kumuliert geringe Winkel (0°-20°)
VL	vertikal langsam
VM	vertikal mittel
VS	vertikal schnell

### **Zusammenfassung**

*Hintergrund:* In Folge der Kritik an der Wirksamkeit klassischer Rückenschulen entwickelte die Konföderation der deutschen Rückenschulen ein ganzheitliches Rückenschulprogramm mit biopsychosozialem Ansatz. Zentrale Zielstellung dieses als „Neuen Rückenschule“ bezeichneten Präventionsprogramms ist die nachhaltige Stärkung der physischen und psychosozialen Gesundheitsressourcen. Anhand einer Längsschnittuntersuchung mit chronisch-nichtspezifischen Rückenschmerzpatienten (n=56) erfolgte eine Evaluierung muskulär-physiologischer Effekte der Neuen Rückenschule.

*Methoden:* Mittels Oberflächen-EMG wurden ausgewählte Rumpfmuskeln während dynamischer und statischer Belastungsaufgaben analysiert. Die Untersuchungen erfolgten innerhalb eines modifizierten Wartedesigns 3 Monate vor (U0) und zu Beginn (U1) der Intervention, direkt im Anschluss (U2), sowie 3 (U3) und 12 (U4) Monate nach Beendigung des Rückenschulprogramms (Interventionsgruppe=IG). Zum Vergleich mit Normwerten wurde eine alters- und BMI- parallelisierte gesunde Kontrollgruppe (KG) (n=56) einmalig untersucht.

*Ergebnisse:* Es wurde eine starke Heterogenität im muskulären Antwortverhalten der Probanden festgestellt. Diese wurde durch eine Abstraktion der Ergebnisse anhand muskel- sowie zeitpunktbezogener Analysen kanalisiert. Dabei wichen die Befunde bei der muskelbezogenen Analyse in bis zu 19% (M. biceps femoris) aller Ergebnisse bei den dynamischen sowie in bis zu 61% (M. Multifidus) bei den statischen Aufgaben von der KG ab. Bei der zeitpunktbezogenen Analyse sank der Anteil signifikanter Gruppenunterschiede in den statischen Untersuchungen von initial 40,18% auf 31,25% im Wartezeitraum und auf 30,36% nach Interventionsende. Drei Monate später stieg der Prozentwert auf 41,07% an. Zum 1-jährigen Katamnesezeitpunkt konnte jedoch eine deutliche Reduktion in der Häufigkeit signifikanter Gruppenunterschiede auf 23,21% nachgewiesen werden.

Das Prozentniveau bei den dynamischen Untersuchungen fiel dabei deutlich geringer aus (U0 =19,84%; U1=10,32%; U2=8,73%; U3=7,14%; U4=11,90%).

*Schlussfolgerung:* Die Reduktion signifikanter Gruppenunterschiede bei den statischen Belastungen zum 1-jährigen Katamnesezeitpunkt deutet auf eine deutliche Anpassung der IG an die KG und somit auf eine verzögert eintretende positive Einflussnahme der Neuen Rückenschule auf muskulär-physiologische Parameter hin.

## **1 Einleitung**

### **1.1 Geschichtlicher Abriss der Entwicklung von Rückenschulen**

Die Therapieform der Rückenschulen (RS) ist im Präventionsbereich von Rückenschmerzen vor allem im Rahmen eines gruppentherapeutischen Ansatzes als „rückengesundes“ Verhalten vermittelndes Konzept zu betrachten.

Haltungskorrigierende und Rumpfmuskulatur kräftigende funktionsgymnastische Übungen waren 1969 Gegenstand der in der „Svenska Ryggskola“ (Rückenschule) durchgeführten therapeutischen Maßnahmen (Zachrisson-Forssell 1981, Hurri 1989). Beginnend mit der Bochumer und Mettmanner Rückenschule verbreitete sich das Konzept der RS ab Mitte der 1980er Jahre auch in Deutschland (Flothow et al. 2011). Infolge ihrer biomechanischen Ausrichtung, des Falsch-Richtig-Schulcharakters, mangelnder Wirksamkeitsnachweise und Qualitätssicherung sowie fehlender bzw. unzureichender Einbindung biopsychosozialer Faktoren wuchs Ende der 1990er Jahre die Kritik an den teils sehr heterogenen Programmen der RS (Kempf 2010).

Der 2003 neu zu verfassende Leitfaden zur Prävention und Gesundheitsförderung der Spitzenverbände der Krankenkassen veranlasste die neun führenden deutschen Rücken- und Bewegungsfachverbände die RS grundlegend zu überarbeiten, was, 2004 von der Bertelsmann-Stiftung unterstützt, in einem Kooperationsvertrag zwischen den die Konföderation der deutschen Rückenschulen (KddR) formierenden Verbänden mündete (Flothow et al. 2011). Dessen Ziele waren die Weiterentwicklung der präventiven RS und Vereinheitlichung der RückenschullehrerInnenausbildung.

Dieser inhaltliche Wandel von der klassischen zur „Neuen RS“ (Kempf 2010) manifestierte sich im Juni 2008 im Handlungsleitfaden Prävention der Spitzenverbände der Krankenkassen als explizites Qualifikationskriterium, verankert im Curriculum zur Weiterbildung von RückenschullehrerInnen.

### **1.2 Klassisches Modell der Rückenschmerzen vs. Biopsychosoziales Modell des Rückenschmerzes**

Im Verständnis der klassischen RS gehen Rückenschmerzen auf durch mechanische Belastungen hervorgerufene funktionsmindernde Verschleißerscheinungen (Nachemson und Elfstrom 1970) zurück. Reizung durch hyperlordotische Haltung

sowie ein sich aus Bewegungsmangel verschlechterndem Stoffwechsel in den Bandscheiben beschleunigt im Erklärungsmodell der klassischen RS den Degenerationsprozess der Wirbelsäule.

Forschung und wissenschaftlicher Diskurs (Müller 2011) legen eine Abkehr von der in der klassischen RS vorherrschenden biomechanischen / medizinischen Betrachtung mit der Bandscheibe als schmerzauslösende Struktur und falscher physischer Belastung als schmerzverstärkender Faktor nahe. Biomechanische Untersuchungen zum Kompressionsversagen der Wirbelsäule zeigten bei Überschreitung der durchschnittlichen Belastbarkeit der unteren Lendenwirbelsäule von 1 – 1,5 Tonnen Materialversagen; ergo eine Wirbelkörperfraktur statt eines Bandscheibenvorfalles (Müller 2011).

Ein weiteres Indiz für die Unhaltbarkeit der biomechanischen / medizinischen Betrachtungen ist die trotz medizinischen Fortschritts, Einsatzes klassischer Rückenschulen sowie ergonomischer Erleichterungen am Arbeitsplatz ausgebliebene Verringerung der Kennzahlen wie Arbeitsunfähigkeitszeit und medizinische Inanspruchnahme.

Ebenso konnte bisher mit der in der klassischen RS herrschenden Betrachtungsweise kein plausibles Verursachungsprinzip für Rückenschmerzen gefunden werden. Eine allumfassende Risikofaktorenanalyse (Lühmann 2005) stuft dessen Entstehungsprozess als multifaktorielles Geschehen ein.

Während die ersten RS ihre Ziele und Inhalte aus biomechanischen Ansätzen herleiteten, liegt dem von der KddR entwickelten Trainingsprogramm die gegenwärtig wohl wichtigste Theorie zur Beziehung zwischen Körper und Geist zugrunde – das biopsychosoziale Modell, das ein ganzheitliches Gesundheitsverständnis beinhaltet.

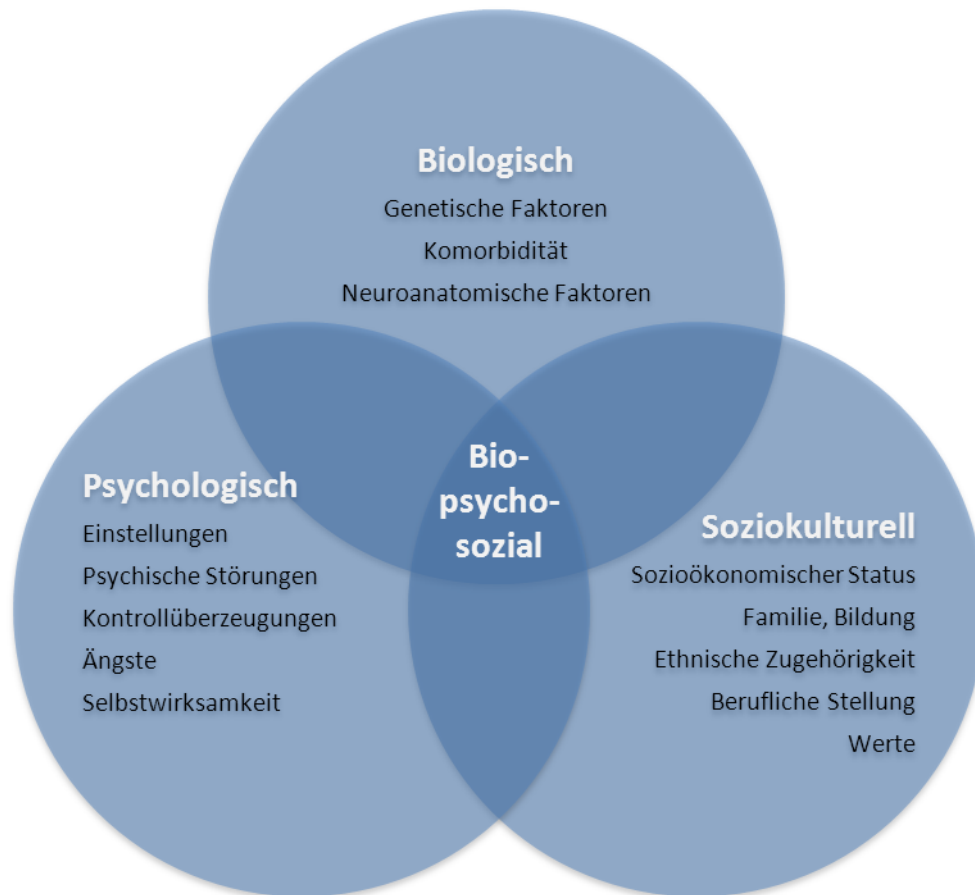
In Bezug auf Rückenschmerzen bedeutet dies, dass sie infolge biologischer **[bio]**, kognitiv-emotionaler **[psycho]** und verhaltensabhängiger **[sozial]** Prozesse und Aspekte entstehen (Waddell 2004).

Unter biologischen Prozessen lassen sich z.B. Muskelverspannungen, Nervenkompressionen oder Entzündungen zusammenfassen.

In den Bereich der kognitiv-emotionalen Prozesse fallen Syndrome wie Angst, Depressivität, Hilfs- und Hoffnungslosigkeit und Kontrollverlust (Waddell 1987, Bigos et al. 1991, Peters et al. 2005, Schneider et al. 2006, Lariviere und Arsenault 2008, Kempf 2010, Hodselmans et al. 2010).



Als verhaltensabhängige Aspekte versteht man unter anderem äußere körperliche Beschwerden, die Vermeidung körperlicher und sozialer Aktivität, eine hohe Zahl an Behandlungen sowie die Ausprägung des Medikamentenkonsums. Abbildung 1 veranschaulicht die Verkettung der einzelnen Bereiche.



**Abbildung 1** Das biopsychosoziale Modell - ganzheitliche Betrachtung gesundheitsbeeinflussender Faktoren, Darstellung adaptiert nach (Lühmann und Schmidt 2007)

### 1.3 Unterschiede der klassischen zur Neuen Rückenschule

Entsprechend den unterschiedlichen Modellen zum Rückenschmerz bildeten sich auch bei der Konzeptionierung der Neuen Rückenschule inhaltliche und strukturelle Unterschiede gegenüber der klassischen Rückenschule heraus. In Tabelle 1 werden die wesentlichen Unterschiede zwischen den beiden Rückenschulkonzepten gegenübergestellt.

Tabelle 1 Vergleich der klassischen und der Neuen Rückenschule; adaptiert nach Kuhnt (Kuhnt 2006)

	Klassische Rückenschule	Neue Rückenschule
Modell	biomedizinisches Modell	biopsychosoziales Modell
<b>Ursachen von Rücken-schmerzen</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• schlechte Körperhaltung und falsche Bewegungsmuster</li> <li>• Bandscheibenvorfall, sowie Verschleißerscheinungen an den Bandscheiben und Wirbelgelenken</li> <li>• arthromuskuläre Dysbalancen</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• psychosoziale Faktoren, z.B. Depression, Angst, Arbeitsunzufriedenheit, Arbeitslosigkeit,</li> <li>• Einstellung zum Schmerz (Katastrophisieren, Furcht-Vermeidungsverhalten)</li> <li>• körperliche Faktoren, z.B. Bewegungsmangel,</li> <li>• Bewegungsmonotonie, Zwangshaltung</li> </ul>
<b>Vorstellung von einer guten Körperhaltung</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• funktionelle Aufrichtung der Wirbelsäule in Anlehnung an das Zahnradmodell nach Brügger</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Es gibt keine fixierte Körperhaltung, sondern nur eine dynamische Körperhaltung, bei der alle Körperabschnitte fortlaufend um das senkrechte Körperlot pendeln.</li> <li>• Keine Haltung ist so gut, dass sie längere Zeit eingenommen werden sollte.</li> </ul>
<b>Zielgruppenfindung</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• keine systematischen Maßnahmen</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Einsatz von Indikationsbögen</li> <li>• Unterscheidung u.a. in präventive und therapeutische Rückenschule, Kinderrückenschule, Betriebliche Rückenschule</li> </ul>
<b>Übergeordnete Ziele</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Erlernen von Bandscheibengerechten Haltungs- und Bewegungsmustern</li> <li>• Ausgleich der arthromuskulären Dysbalancen durch funktionelle Gymnastik</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Stärkung der physischen und psychosozialen Ressourcen</li> <li>• Verminderung von Risikofaktoren</li> <li>• Aufbau von und Bindung an gesundheitsorientierte Aktivität</li> <li>• Sensibilisierung für haltungs- und bewegungsförderliche Verhältnisse</li> </ul>
<b>Inhaltsschwerpunkte</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Anatomie und Physiologie der Wirbelsäule</li> <li>• funktionelle Haltungs- und Bewegungsschulung</li> <li>• funktionelle Wirbelsäulengymnastik</li> <li>• kleine Spiel- und Übungsformen</li> <li>• Übungen zur Entspannung</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Körperwahrnehmung und Körpererfahrung</li> <li>• Training der motorischen Grundeigenschaften</li> <li>• Entspannung und Stressmanagement</li> <li>• kleine Spiele/Spielformen und Parcours</li> <li>• Haltungs- und Bewegungsschulung</li> <li>• Wissensvermittlung und Information zur Förderung der Rückengesundheit</li> <li>• Strategien zur Schmerzbewältigung</li> <li>• Verhältnisprävention</li> <li>• Vorstellung von Life-Time-Sportarten</li> <li>• Gruppen - und Einzelgespräche</li> <li>• Evaluation</li> </ul>

<b>Gesundheits- pädagogische Ausrichtung</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Risiko- und Defizitorientierung</li> <li>• Krankheitsorientierung</li> <li>• falsch-richtig Dichotomie</li> <li>• sachorientiert</li> <li>• „Schulcharakter“</li> <li>• Patientenorientierung</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Orientierung an Aufbaufaktoren (Salutogenese)</li> <li>• ressourcenorientierter Ansatz</li> <li>• handlungs- und erlebnisorientiert</li> <li>• teilnehmer- und kundenorientiert</li> </ul>
<b>Methodik</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• vortrags- und informationslastig</li> <li>• Einzelarbeit</li> <li>• Deduktive Lehrmethode: (Vormachen - Nachmachen) Kursleiter = Experte</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Partner- und Gruppenarbeit</li> <li>• Kursleiter als Moderator</li> <li>• induktive Lehrmethode (=erarbeiten, ausprobieren), TN sind mündig und selbstbestimmt</li> </ul>
<b>Dauer der Rückenschule</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Begrenzung auf einen Kurs</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Rückenschulinhalte werden in mehreren aufeinander aufbauenden Kursen angeboten</li> </ul>
<b>Evaluation</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• selten durchgeführt</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• standardisierte Evaluationsbögen</li> </ul>
<b>Aus- und Weiterbildung der Kursleitung</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• sehr heterogen</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• nach den bundeseinheitlichen Richtlinien der Konföderation der deutschen Rückenschulen (KddR)</li> </ul>

#### 1.4 Kernziele der Neuen Rückenschule

Förderung und Erhalt der Rückengesundheit sowie die Prävention der Chronifizierung von Rückenbeschwerden (Kempf 2010) stehen im Mittelpunkt der Neuen RS. Rückengesundheit aus Sicht der KddR bedeutet, keine oder maximal tolerable und ertragbare Rückenschmerzen zu haben, bzw. dass auftretende oder bestehende Rückenschmerzen die funktionale Gesundheit nicht beeinträchtigen. Nach Ansicht der KddR heißt Rückengesundheit aber auch, Menschen mittels Wissen, Einstellung und individueller Handlungsfähigkeit die Möglichkeit auf ein gesundheitsförderliches und aktives Leben zu geben.

Eine Störung entzieht dem Körper notwendige Grundlagen und Mittel, mit denen er in der Lage ist, einen Zustand der Gesundheit aufrecht zu erhalten. Aus dem biopsychosozialen Modellansatz der Neuen RS sowie dem Salutogenesemodell (Antonovsky 1993, Antonovsky 1997) und auf der internationalen Klassifikation der Funktionsfähigkeit, Behinderung und Gesundheit (WHO 2005) beruhend ergeben sich folgende Schwerpunkte. Zum einen wird eine Stärkung der physischen Gesundheitsressourcen angestrebt. Zum anderen sollen die psychosozialen Gesundheitsressourcen verbessert werden. Daneben sind gesundheitsorientierte

Aktivitäten und eine langfristige Bindung an diese wichtig, wodurch auch für die Einrichtung haltungs- und bewegungsförderliche Verhältnisse, insbesondere am Arbeitsplatz, sensibilisiert wird. Die für die Neue RS formulierten Kernziele stehen auch im Einklang mit denen bewegungsbezogener Gesundheitsprogramme (GKV-Spitzenverband 2010, Pfeifer 2004, Brehm und Sygusch 2003, Bös und Brehm 2006).

### **1.4.1 Stärkung der physischen Gesundheitsressourcen**

Zahlreiche Studien belegen die Wechselwirkungen zwischen Rückenschmerzen und der Funktionsfähigkeit der Rücken- und Rumpfmuskulatur (Anders et al. 2005, da Silva et al. 2005, Hodges und Richardson 1999, Hodges und Richardson 1998, Hodges und Richardson 1996, Kankaanpää et al. 1998, Mayer et al. 1986, Saur et al. 1997). Daher zielt die Neue RS auf die Stärkung des Halte- und Bewegungssystems sowie des Herz-Kreislauf-Systems, um durch Verbesserung und Erhöhung von Ausdauer, Kraft, Beweglichkeit und Koordination insbesondere der Stabilisationsfähigkeit der Rücken- und Rumpfmuskulatur ebenso wie der großen Gelenke die Rückengesundheit zu fördern.

Es ist ebenfalls belegt, dass bereits eine Förderung der allgemeinen körperlichen Fitness durch Trainings- und Bewegungsprogramme hilft, Rückenschmerzen vorzubeugen (Mandell et al. 1993, Linton und van Tulder 2001). Damit soll sowohl die muskuläre Spannungsregulation und die Entspannungsfähigkeit als auch die individuelle Körperhaltung positiv beeinflusst werden, so dass Bewegungsabläufe als muskuläre Schutzfunktion für passive Strukturen einerseits optimal koordiniert und andererseits den Belastungsanforderungen adäquat angepasst werden können. Die Neue RS soll weiterhin vermitteln, welchen Beanspruchungen und Belastungen Rücken und Rumpf im Alltag ausgesetzt sind. Ziel ist die Integration dieses Wissens in den Alltag, die Entwicklung eines Bewusstseins für Handlungs- und Bewegungsabläufe, sodass es durch die Analyse belastender Faktoren, die Ökonomisierung von Bewegungsmustern und die Optimierung von Bewegungsverhältnissen zu einer Veränderung im Verhalten kommt.

#### **1.4.2 Stärkung der psychosozialen Gesundheitsressourcen**

Optimierungsprozesse der Rückengesundheit sind direkt mit Verbesserung und Entwicklung emotionaler, motivationaler, kognitiver und sozialer Ressourcen verbunden, sodass das Erleben von Freude an Bewegung ein Eckstein bei der Stärkung der psychosozialen Gesundheitsressourcen ist. Erzeugen Aktivität, Bewegung, Training und Sport Wohlbefinden und ein Glücksgefühl werden Motivation und Ambition erhöht und persönliche Grenzen neu definiert (Fuchs 2003, Jerusalem und Weber 2003). Bei der Neuen RS soll die Erweiterung und Veränderung der Bewegungsfähigkeiten und -fertigkeiten zu Spontanität und Kreativität im Umgang mit dem eigenen Körper führen, wobei dieses neue Körpergefühl in positiven Haltungs- und Bewegungserfahrungen und adäquatem Belastungsverhalten resultiert. Kleinschrittiges Arbeiten erhöht die Erfolgchancen des Optimierungsprozesses, der ebenso durch die dem Teilnehmer in der Gruppe zuteilwerdende Unterstützung gefördert und verstärkt wird. Trotz der erhöhten Körperaktivität sollte sich aufgrund des Erlebens von Freude an Bewegung und der sozialen Integration sowie Interaktion ein Gefühl der Ruhe, Entspannung und Erholung einstellen.

Ein weiterer Eckstein der Neuen RS bei der Stärkung der psychosozialen Gesundheitsressourcen ist die Erarbeitung von Wissen um die Entstehung, Aufrechterhaltung und Bedeutung von Rückenschmerzen zum Aufbau und zur Verbesserung von Schutzfaktoren sowie zur Verminderung von Risikofaktoren (Kempf 2010). Der Transfer dieses Wissens ins alltägliche Leben sollte zu einer differenzierten Wahrnehmung von Belastungen und Beanspruchungen in Bezug auf psychologische und physiologische Über- und Unterbelastung führen, wodurch zusätzlich die Sensibilisierung für die ergonomischen Grundlagen in Alltag, Freizeit und Beruf erhöht werden kann. Dies sollte neue Nutzungsmöglichkeiten von Alltagsgegenständen wie Bettsystem, Fahrrad, Autositz oder Bürostuhl unter dem Gesichtspunkt der Ergonomie eröffnen, um das Spektrum an anderen Hilfsmitteln wie Hebe-, Trage- und Transporthilfen zu ergänzen.

Neben dem Wissen über die Herkunft und Entstehung von Rückenbeschwerden ist die Kenntnis über die positive Wirkung von Aktivität, Bewegung, Training und Sport auf den menschlichen Organismus elementar für die Prävention und Bewältigung

(engl.: coping) psychosozialer Beschwerden, wobei Informationen zu Vor- und Nachteilen verschiedener Formen sportlicher Aktivität zu implementieren sind, damit Selbststeuerungskompetenzen seitens des Teilnehmers entwickelt werden können.

Durch den Aufbau dieses Handlungs- und Effektwissens wird eine rücken- und gelenkfreundliche Gestaltung der Bewegungsabläufe in allen Bereichen des Lebens unterstützt sowie ein Instrument zur Selbsthilfe bei Schmerz gegeben. Der erarbeitete Kanon an diesen Coping-Strategien beeinflusst direkt das Angst-Vermeidungsverhalten und verändert die Schmerzwahrnehmung und -bewertung, wodurch sich Katastrophisieren vermeiden lässt (Pfeifer et al. 2011). Ein weiterer Bestandteil bei der Erarbeitung von aktiven Bewältigungsstrategien ist die Entwicklungen und der Aufbau von Einstellungen und Überzeugungen, welche zu einem positiven Umgang mit Missempfindungen und Rückenschmerzen führen.

Die Kombination aus Verbesserung der mentalen Entspannungsfähigkeit, breitgefächertem Instrumentarium an selbständig ausführbaren Trainings- und Übungsformen und Strategien im Umgang mit Rückenschmerzen sowie Wohlbefinden bei Aktivität, Bewegung, Training und Sport kulminiert idealerweise in der für andauernde Effekte notwendigen langfristigen Bindung an körperliche Aktivität.

### **1.4.3 Verminderung von Risikofaktoren für Rückenschmerzen**

Mit einer Stärkung physischer und psychosozialer Gesundheitsressourcen geht eine Verminderung von Risikofaktoren für Rückenschmerzen einher.

Gesundheitssportliche Maßnahmen wirken über das körperliche Training direkt auf Fettstoffwechsel, Blutzucker, Körpergewicht und das Immunsystem. Dies gilt auch für muskuläre Dysbalancen. In der Neuen RS werden Bewegungstechniken zur Reduktion von Beanspruchungen des Rückens bei belastenden Bewegungen und Haltungen wie Heben, Tragen, Ziehen, Schieben und anderen unbequemen Haltungen vermittelt und die muskuläre Kontrolle von Körperhaltungen aufgrund gesteigerter Körperwahrnehmung, Muskelkraft und Koordination erhöht. Die prophylaktische Wirkung körperlicher Aktivität auf physische und psychosoziale Gesundheitsressourcen schwächende Pathologien wie Herz-Kreislauf-Erkrankungen, Diabetes, Osteoporose, Krebserkrankungen etc. reduziert zusätzlich das Risiko für Rückenschmerzen.

Stress als weiterer Risikofaktor für Rückenschmerz kann durch die Erarbeitung und das Erlernen von Entspannungstechniken in der Neuen RS abgebaut und reduziert werden.

### **1.4.4 Aufbau von Bindung an gesundheitssportliche Aktivität**

Neben der Heilung sollte die langfristige Gesunderhaltung ein Kernziel einer jeden Therapie sein. Die von der KddR entwickelte Neue RS strebt mit ihren aus dem biopsychosozialen Modell abgeleiteten Strategien im Vergleich zu anderen RS nicht nur einen Muskelaufbau an, sondern auch eine stärkere Beeinflussung der in der Determinantenforschung und in Erklärungstheorien ausgiebig beschriebenen Variablen, Prozesse und Konzepte (Sniehotta et al. 2007, Lippke und Renneberg 2006, Fuchs 2003, Fuchs et al. 2007, Pfeffer 2010b, Pfeffer 2010a, DiClemente et al. 2007, Stark und Fuchs 2011, Scholz et al. 2007), wie z.B. Konsequenz- und Kompetenzerwartung, sodass es einerseits aufgrund erlebter Bewegungsfreude und positiver Körpererfahrung, dauerhaft und regelmäßig fortgesetzter sportlicher Aktivität und andererseits infolge des Transfers von in der Neuen RS vermittelten Selbststeuerungskompetenzen und bewegungsbezogene Selbstwirksamkeit aufbauenden Wissens über Bewegungstechniken, -abläufe und -kontrolle sowie zusätzliche Bewegungsangebote und initiierende Informationen in den Alltag zu einer Veränderung und Anpassung des Lebensstils kommt, indem sowohl Barrieren erkannt und überwunden als auch berufliche Belastungen ausgeglichen werden.

### **1.5 Kennzeichen der Neuen Rückenschule**

Die Konzeption als modulartiges Baukastensystem befreit den Kursleiter von einem Standardprogramm und ermöglicht einen auf zielgruppenspezifische Bedürfnisse und die Rahmenbedingungen zugeschnittenen Einsatz, in dem zwar wenn möglich alle Bausteine enthalten sein sollten, deren Wichtung aber individuell zu veranlassen ist. Entsprechend der in Tabelle 1 dargestellten wesentlichen Unterscheidungen zur klassischen RS und dem aktuellen Curriculum zur Rückenschullehrerausbildung definiert die KddR (KddR 2006) die Grundlagen einer präventiven Rückenschule mit folgenden Modulen:

- Körperwahrnehmung und -erfahrung
- Training motorischer Grundeigenschaften
- Entspannung und Stressmanagement
- Kleine Spiele/ Spielformen und Parcours
- Haltungs- und Bewegungsschulung
- Wissensvermittlung und Information
- Schmerzbewältigungsstrategien
- Verhältnisprävention
- Vorstellung von Life-Time-Sportarten
- Gruppen- und Einzelgespräche
- Evaluation

Im Vergleich zu den festgelegten Standardprogrammen anderer RS sind die Module der neuen RS frei unter Berücksichtigung synergetischer und praktischer Zusammenhängen kombinier- und vernetzbar - immer unter der Prämisse der teilnehmerorientierten Kursgestaltung sowie individueller Lösungsmöglichkeiten zum nachhaltigen Erhalt der Rückengesundheit anzubieten.

### 1.6 Wirksamkeit von Rückenschulen

Trotz mehrerer durchgeführter Evaluationsstudien fehlt bisher ein wissenschaftlicher Nachweis der primärpräventiven Wirkung klassischer RS (Bundesarbeitsgemeinschaft chronischer Rückenschmerz 2003, Lühmann et al. 2004, Pfeifer 2004). Entsprechend dem Ziel der Primärprävention, die Entstehung von Krankheit zu verhindern, ist davon auszugehen, dass ein rein primärpräventiver Effekt ohnehin nicht erfassbar bzw. belegbar ist (Lahad et al. 1994, Lühmann et al. 1999, Lühmann und Schmidt 2007), so dass bei der Evaluation von Rückenschmerzprogrammen immer von einer sekundärpräventiven Situation bezüglich der Teilnehmer ausgegangen werden muss. Hierbei liegt das Ziel in der Verhinderung von Rezidiven sowie einer möglichen Chronifizierung bestehender Beschwerden. Bei Integration von Übungen zur Kräftigung der Rumpfmuskulatur zu den verhaltenstherapeutischen Maßnahmen und einer Kontrolle der Verhaltensänderung konnten teilweise positive Ergebnisse festgestellt werden (Schlapbach 1994, Lonn et al. 1999, Glomsrod et al. 2001).



Die Vielfalt klassischer Rückenschulprogramme spiegelt sich in der Divergenz der Untersuchungsergebnisse zu deren Wirksamkeit wider, wobei die Effektivität der klassischen Rückenschule bei akuten Rückenschmerzen mehrheitlich als nicht vorhanden (Schlapbach 1994, Osterholz 1993) und die bei chronischen Rückenschmerzen als lediglich mäßig (van Tulder et al. 1997a) beschrieben wird. Insgesamt konnte bei klassischen Rückenschulkonzepten eine Wirksamkeit auf Grund mangelnder Evidenz nicht geklärt werden (Pfeifer 2004). Dabei ist zu beachten, dass sämtliche Interventionen als Rückenschule betitelt wurden, sofern sie unabhängig von der Art (rein theoretisch, praktisch, Mischformen) und Dauer das Ziel der Rückenschmerzreduktion verfolgten und somit ein Vergleich erschwert ist.

Der multimodale Aufbau sowie das ihr zu Grunde liegende biopsychosoziale Modell der Neuen RS erweitern die Untersuchungsmöglichkeiten zur Wirksamkeit insbesondere auf psychosozialer Ebene, wodurch der mangels wissenschaftlicher Belege laut gewordenen generellen Kritik an RS entgegengewirkt werden kann. Erste Erhebungen zur Wirksamkeit der Neuen Rückenschule an der TU Chemnitz zeigten kurz- und langfristige (6 Monate Katamnese) positive Veränderungen im Hinblick auf die Parameter gesundheitsbezogene Lebensqualität, Rückenschmerzen, körperliche Aktivität, (rücken-) gesundheitsbezogenes Wissen und internale Kontrollüberzeugung (Hecht 2012). Die genannte Untersuchung basierte jedoch allein auf psychologischen Erhebungsmethoden. Die dieser Arbeit zugrunde liegende Studie zur Neuen RS erfasste sowohl die psychosoziale Ebene mittels Fragebögen (Borys et al. 2013) als auch die biologische anhand muskulär-physiologischer Untersuchungen (Tutzschke et al. 2014) in einem Untersuchungszeitraum von 18 Monaten.

### **1.7 Oberflächen-Elektromyographie (OEMG)**

Die elektrophysiologische Technik der Elektromyographie (EMG) ist eine etablierte Untersuchungsmethode zur Aufzeichnung, Darstellung und Analyse myoelektrischer, durch physiologische Zustandsvariationen der Muskelfasermembran generierter Signale (Basmajian und De Luca 1985). Grundlage der zu messenden elektrischen Signale sind die durch Veränderung von Permeabilitätszuständen der Ionenkanäle in der motorischen Endplatte hervorgerufenen Aktionspotentiale. Die Permeabilitätsveränderungen werden ihrerseits von an den Rezeptoren der alpha-

Motoneurone wirkenden Transmittern verursacht. Dieser an den Muskelfasermembranen ausgelöste Depolarisations-Repolarisations-Zyklus ruft einen elektrischen, die Muskelfasern entlang wandernden Dipol hervor, welcher durch extrazelluläre Elektroden registriert und aufgezeichnet werden kann (De Luca 1979, Basmajian und De Luca 1985).

Es finden zwei Elektrodenapplikationen Anwendung, einerseits die Nadel-EMG und andererseits die Oberflächen-EMG (OEMG).

Bei einer Nadel-EMG werden Elektroden in den zu untersuchenden Muskel platziert, was u.a. eine Untersuchung der tiefen Muskeln ermöglicht, während die Messung bei einer OEMG mittels auf der Haut aufgebrachter Elektroden erfolgt, wodurch Interferenzmuster der Aktionspotentiale aller darunter liegenden aktiven motorischen Einheiten erfasst werden können. Dies wiederum erhöht aber auch die Anfälligkeit für cross talk, welcher bei einer Nadel-EMG aufgrund der Nähe zum Muskel geringer ausfällt (de Luca 1997, Farina et al. 2002, Farina et al. 2004).

Das Hauptargument für eine OEMG ist deren einfache Handhabung sowie die Möglichkeit mit der erprobten Soft- und Hardware die Aktivität einer Vielzahl von Muskeln abzuleiten und damit deren inter- und intramuskuläre Koordination zu charakterisieren (Laube und Anders 2009). Auch wenn eine Nadel-EMG theoretisch eine genauere Platzierbarkeit der Elektroden ermöglicht, hat die OEMG nachweislich eine bessere Reproduzierbarkeit (Takehara et al. 2004).

Zur reliablen Elektrodenpositionierung wurden Standards erarbeitet SENIAM<sup>1</sup> (Hermens et al. 1999).

### 1.8 Untersuchte Muskulatur

Die menschliche Muskulatur lässt sich in die glatte und quergestreifte Muskulatur einteilen, letztere kann noch in die Herz- und Skelettmuskulatur unterteilt werden. Die vom somatischen Nervensystem versorgten Skelettmuskeln sind willkürlich ansteuerbar und bilden den aktiven Teil des Bewegungsapparats und dienen zugleich der Fixierung und Kontrolle der Körperhaltung und Gelenkstellung. Unter dem Aspekt der Optimierung und Erhaltung der Gesundheitsressourcen von Patienten mit chronisch unspezifischen Rückenschmerzen (CURS) ist besonders die

---

<sup>1</sup> Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles ([www.seniam.org](http://www.seniam.org); Zugriff 01.05.2014)

Rumpf- und Rückenmuskulatur sowie Teile der Beinmuskulatur von großem Interesse.

Die rein biomechanische Funktion der Rumpfmuskulatur entsprechend der Ansatz- und Ursprungsorte ist anhand einschlägigen Literatur zur Anatomie (Voss und Herrlinger 1979, Valerius et al. 2002, Rauber und Kopsch 2003, Kapandji 2009, Wappelhorst et al. 2006, Appell und Stang-Voss 2008, Rohen und Lütjen-Drecoll 2006, Valerius et al. 2012) nachvollziehbar.

Die klassisch-anatomische Unterteilung der Rumpfmuskeln erfolgt dabei entsprechend ihrer Lokalisation in Bauch- sowie Rückenmuskeln, wobei für die Rückenmuskulatur eine detaillierte Subkategorisierung vorgenommen wird. Zunächst kann anhand ihrer Innervation eine Unterteilung in oberflächliche sowie tiefe (autochthone =ortsstämmige) Muskulatur vorgenommen werden. Im Detail werden die tiefen Muskeln in spinale, interspinale, transversospinale, intertransversale sowie spinotransversale Muskelgruppen untergliedert.

Für Untersuchungen zum funktionellen Zustand der Muskulatur (bspw. Hodges und Richardson 1996, Hodges und Richardson 1997, Danneels et al. 2001, Solomonow et al. 2003, Wilke et al. 2003, Lee et al. 2006) eignen sich jedoch Gliederungssysteme, die primär den funktionellen Charakter der Muskeln beachten und weniger die anatomisch-topographischen Eigenschaften.

Der erste anerkannte Ansatz für eine systematisch-funktionelle Untergliederung ging auf Bergmark (Bergmark 1989) zurück. Die Gliederung erfolgte zwar anhand einer rein biomechanischen Einteilung, legte aber den Grundstein für eine weiterführende funktionell orientierte Kategorisierung.

Die Gliederung erfolgt in das lokale sowie globale System.

Zur lokalen Rumpfmuskulatur gehören gelenknahe, das Bewegungssegment stabilisierende Muskeln, die eine unwillkürliche Resistenz gegenüber exzentrischer Belastung aufweisen (Hoffer und Andreassen 1981). Anatomisch zeichnet die Muskeln dieser Gruppe die Insertion an der Wirbelsäule aus. Funktional sind diese durch den überwiegenden Anteil oxidativer Typ 1 Fasern (McFadden et al. 1984, Jorgensen et al. 1993, Schilling 2005) einerseits für eine tonische Aktivität ausgelegt und stark ermüdungsresistent, andererseits aber aufgrund der geringen Hebelwirkung und des relativ kleinen Muskelquerschnitts auch nicht in der Lage, Bewegungen (Anders 2008) wie bspw. eine Becken-Rumpf-Rotation zu erzeugen.

Die Mobilisation des Oberkörpers wird durch globale Muskeln wie bspw. die innere und äußere schräge Bauchmuskulatur realisiert. Das globale System zeichnet anatomisch gesehen die Verbindung von Thorax und Becken aus und somit auch die funktionale Eigenschaft Bewegung des Oberkörpers gegen das Becken zu ermöglichen. Diese Muskulatur ist durch einen hohen Anteil glykolytischer Typ 2 Fasern mit vergleichsweise hohem Kraftpotential aber auch einer stärkeren Ermüdbarkeit gekennzeichnet (Haggmark und Thorstensson 1979). In den Arbeiten von Comerford und Kollegen (Gibbons und Comerford 2001, Comerford und Mottram 2001) wurde das globale System anhand morphologisch-funktioneller Kriterien in das global-stabilisierende und das global-mobilisierende System erweitert.

In Tabelle 2 wird die weiterführenden Darstellung nach Comerford und Mottram (Comerford und Mottram 2001) der systematisch-funktionellen Einteilung der Rumpfmuskulatur dargestellt.

**Tabelle 2 Systematik der Rumpfmuskeln anhand funktioneller Charakteristika nach Comerford & Mottram (2001), Darstellung adaptiert nach Anders (2008)**

<b>Eigenschaft</b>	<b>Lokale Muskeln</b>	<b>Global stabilisierende Muskeln</b>	<b>Global mobilisierende Muskeln</b>
Fasertyp	Typ I (tonisch)	Typ II (phasisch)	Typ II (phasisch)
Kraftaufbau	schwach, hohe Ermüdungs- resistenz	stark, geringe Ermüdungs- resistenz	stark, geringe Ermüdungs- resistenz
Kontraktions- form	geringe bis keine Längenänderung	exzentrisch	konzentrisch
zeitliche Aktivierung	kontinuierliche Aktivität	diskontinuierliche Aktivität	diskontinuierliche Aktivität
Funktions- charakteristik	segmentale Stabilisation  Aktivität unabhängig von Bewegung(-srichtung)	Kontrolle/ Begrenzung des Bewegungs- ausmaßes  Aktivität abhängig von Bewegungsrichtung	Kraftgenerierung zum Erreichen des Bewegungsausmaßes  Aktivität abhängig von Bewegungsrichtung
Beispiele	M. transversus abdominis M. multifidus (lumbalis)	Mm. obliqui abdominis M. spinalis	M. rectus abdominis M. longissimus

Das bedeutendste Unterscheidungskriterium ist bei dieser Systematik die Aktivitätscharakteristik der Rumpfmuskeln. Dabei weisen lokale Muskeln eine tonische (kontinuierliche), von Bewegung des Körpers unabhängige Aktivität mit nur geringer Längenänderung auf. Die Hauptaufgabe liegt damit in der segmentalen Stabilisierung innerhalb der neutralen Zone, dem Bewegungsbereich in dem die Gelenkstabilität nur geringfügig durch passive Strukturen wie Bänder und Kapselsystem gesichert ist (Panjabi 1992). Weiterhin wird der lokalen Rumpfmuskulatur eine protektive Funktion zugesprochen. Die Arbeitsgruppe Hodges & Richardson (Hodges und Richardson 1996, Hodges und Richardson 1997, Hodges und Richardson 1998) wies einen Aktivitätsanstieg insbesondere des M. transversus abdominis deutlich vor willentlich initiiertter Bewegung sowie reflektorisch provozierter Aktivierungen im Sinne einer spezifischen Schutzfunktion der Wirbelsäule nach.

Das global stabilisierende System ist durch phasische (diskontinuierliche) Aktivitäten in Abhängigkeit von durchgeführten Körperbewegungen, sowie einer exzentrischen Kontraktionsform gekennzeichnet. Die Hauptfunktion liegt damit in der Kontrolle von Bewegungen bzw. der Begrenzung des Bewegungsausmaßes und demnach ebenso in einer weiterführenden Schutzfunktion der Bewegungssegmente.

Die Muskeln des global mobilisierenden Systems weisen die gleichen Aktivitätscharakteristika auf wie das global stabilisierende System. Aufgrund der vornehmlich konzentrischen Kontraktionsform liegt bei diesen Muskeln jedoch die Hauptaufgabe in der Generierung von Bewegungen. Ergänzend sei erwähnt, dass es Hinweise aus aktuellen Untersuchungen (Anders et al. 2009, Anders et al. 2007) gibt, dass die verschiedenen Muskeln zum Teil auch systemübergreifende Funktionen wahrnehmen können.

Die hier gezeigte systematische funktionsbezogene Einteilung der Rumpfmuskulatur bildet die physiologische Grundlage für moderne physiotherapeutische Behandlungsstrategien des CURS (Anders 2008, Richardson et al. 1999) sowie für die Auswahl der in dieser Studie untersuchten Muskulatur.

In der dieser Arbeit zu Grunde liegenden Studie wurden folgende Muskeln untersucht:

- M. rectus abdominis (RA),
- M. obliquus internus abdominis (OI),
- M. obliquus externus abdominis (OE),
- M. multifidus lumbalis (MF),
- M. erector spinae (M. longissimus) (ES),
- M. biceps femoris (BF),
- M. rectus femoris (RF).

Diese Muskeln haben gemein, dass sie aufgrund ihrer Größe und Lage für ein OEMG gut erreichbar und verwendbar sind. Des Weiteren sind sie, wie oben genannt, hauptverantwortlich für die Körperhaltung und Bewegungsfähigkeit.

## 1.9 CURS

### 1.9.1 Unterteilung / Definition des CURS

Anders als alle anderen Patienten mit Rückenschmerzen weisen Patienten mit CURS keine systematisch mit dem Krankheitsbild einher gehenden pathologisch-anatomischen Veränderungen der Wirbelsäule (Phillips et al. 1986, van Tulder et al. 1997b) oder eine neurologische Störung (van Tulder et al. 2006) auf. Zusätzlich zur das Krankheitsbild bestimmenden Schmerzsymptomatik sind sie vor allem durch funktionelle Symptome gekennzeichnet. Dies betrifft psychische Variablen und Kennwerte der motorischen Leistungsfähigkeit.

Indikatoren für Auffälligkeiten der psychischen Variablen sind u.a. die Ausprägung von Depressivität und Ängstlichkeit (Rush et al. 2000, Polatin et al. 1993) und ein verstärktes Vermeidungsverhalten (Pfungsten und Schops 2004, Pfungsten 2004, Al-Obaidi et al. 2005). Daneben lässt sich auch ein deutlicher Zusammenhang zwischen Arbeitsunzufriedenheit, allgemeinen Arbeitsproblemen, mangelnder Unterstützung seitens der Vorgesetzten und anderen (Krause et al. 1998) beobachten.

Die motorische Leistungsfähigkeit konstituiert sich aus folgenden Komponenten: Kraft, Schnelligkeit, Ausdauer, Dehnbarkeit und Koordination (Hollmann et al. 2000, Weineck 2009).

### 1.9.2 Physiologische Befunde

Eindeutiger Tenor internationaler Publikationen ist, dass bei Patienten mit CURS vor allem eine verminderte Kraft/ -ausdauer (Kankaanpää et al. 1998, da Silva et al.

2005, Saur et al. 1997, Pitcher et al. 2008) sowie eine gestörte Koordination der untersuchten Rumpfmuskeln (Hodges und Richardson 1999, Hodges und Richardson 1998, Danneels et al. 2002, MacDonald et al. 2010, D'Hooge et al. 2013) vorliegen.

Aufgrund des erhöhten Vorkommens von CURS in industrialisierten Ländern im Vergleich zu weniger industriell fortgeschrittenen Regionen können die Defizite im Kraft- und Kraftausdauerbereich als Ergebnis einer dauerhaften Dekonditionierung weiter Teile der Bevölkerung gesehen werden (Volinn 1997).

Im Gegensatz dazu korrelieren jedoch körperlich hoch belastende Tätigkeiten, aber auch die dauerhafte Einnahme einer Zwangshaltung (Van Nieuwenhuysse et al. 2006, Hartvigsen et al. 2001) mit dem Auftreten von Rückenschmerzen.

Die hauptsächlichen Koordinationsstörungen der Rumpfmuskulatur betreffen vor allem zugehörige Muskeln des lokalen Systems (Bergmark 1989). Insbesondere wird durch die Literatur dem M. transversus abdominis hierbei eine bedeutende Rolle zugeschrieben (Hodges 1999, Hodges und Richardson 1996, Hodges und Richardson 1997, Hodges und Richardson 1998, Hodges und Richardson 1999, Hodges et al. 2003, Urquhart et al. 2005, Hides et al. 1996, Hides et al. 2001). In einem Erklärungsmodell zur Entstehung von Rückenschmerzen beschreibt Panjabi (Panjabi 2002, Panjabi 2003), dass eine veränderte motorische Kontrolle ein anormales Bewegungsverhalten hervorruft, was zu Mikrotraumen der Wirbelsäule mit Schmerzauslösung führen und folglich in der Manifestation von Koordinationsstörungen resultieren kann.

In vorangegangenen Untersuchungen (Anders et al. 1998) konnte jedoch gezeigt werden, dass eine Störung der motorischen Kontrolle ebenfalls bei Personen ohne Rückenschmerzen vor einem initialen Schmerzereignis möglich ist. Bei der Untersuchung wurde mit den Probanden ein einmaliger dynamischer Kraftausdauer test der Rückenstrecker durchgeführt. Im Ergebnis zeigten Personen, die eine starke Muskelermüdung aufwiesen eine Veränderung der lokalen Aktivierungsmuster der Rückenstrecker. Personen, die durch den Test nur eine geringe Ermüdung der getesteten Muskulatur aufwiesen behielten ihr ursprüngliches Aktivierungsmuster während der gesamten Testdauer bei (Anders et al. 1998).

Demzufolge besteht für die segmentbezogene Koordination der Rückenmuskulatur eine Abhängigkeit vom muskulären Ermüdungsgrad. Daraus resultiert, dass nicht nur Bewegungsmangel als solcher sondern insbesondere die Dekonditionierung der Rückenmuskulatur als Risikofaktor für die Pathogenese von CURS zu bewerten ist (Anders 2008).

### 1.9.3 Psychologische Befunde

Rückenschmerzerkrankungen sind als Produkt von biologischen, psychologischen und sozialen Komponenten anzusehen, das sowohl durch somatische als auch emotionale, kognitive und verhaltensbezogene Faktoren beeinflusst wird (Kröner-Herwig 2011, Schüßler 2005). Dabei bilden somatische Faktoren häufig den Ausgangspunkt chronischer Schmerzerkrankungen. Sie begründen jedoch nicht die individuellen Unterschiede im Krankheitsverlauf sowie in der Form des Schmerzerlebens und der Schmerzbewältigung. Dabei kommt gegenüber somatischen Faktoren den psychologischen und sozialen Faktoren sogar eine vergleichsweise größere Vorhersagekraft zum Verlauf von Schmerzerkrankungen zu (Carragee et al. 2005, Keefe et al. 2004, Turk und Okifuji 2002, Hasenbring et al. 2001, Waddell 2004, Lühmann 2005). Unter Beachtung dieser Aspekte sollten schon in den frühen Stadien akuter Rückenschmerzen entsprechende psychologische Maßnahmen einbezogen werden. (Fordyce 1995). Dem entsprechen die aktuellen Leitlinien zur Behandlung von Rückenschmerzen, die deshalb psychologische Risikofaktoren bereits im Stadium akuter Schmerzzustände berücksichtigen (Pfungsten et al. 2011).

Empirisch gut belegte psychologischen Risikofaktoren bilden u.a. komorbide psychische Störungen wie starker psychischer Stress, Angst und Depressivität, maladaptive Kognitionen wie Furcht-Vermeidungs-Einstellungen, psychosoziale Arbeitsplatzbelastungen, Katastrophisieren, niedrige eigene Kompetenzeinschätzung sowie geringe gesundheitsbezogene Lebensqualität (Lühmann et al. 2004, Pincus et al. 2002, Hoogendoorn et al. 2000, Mounce 2002).

Als therapeutische Zielstellung führen hingegen problemzentrierte Verarbeitungsstrategien, Veränderungsbereitschaft, gesteigerte Selbstwirksamkeit und die adäquate Akzeptanz der Schmerzen zu einer geringer erlebten Funktionsbeeinträchtigung und einer niedrigeren Schmerzstärke (Gralow 2000, Keefe et al. 2004, Arnstein 2000).



#### **1.9.4 Bio-psycho-soziale Befunde**

Der Zusammenhang zwischen psychosozialen Variablen und muskulär-physiologischen Parametern bei Patienten mit CURS zeigen im Vergleich zu Gesunden interessante Ergebnisse (Borys et al. 2008), die im Rahmen des dieser Arbeit zu Grunde liegenden Evaluationsprojektes weiter erklärt werden sollten. Bei den Untersuchungen zeigten PatientInnen mit CURS im Vergleich zu Gesunden signifikant (sig.) verlangsamte muskuläre Reaktionszeiten der kontralateralen Rumpf- und Beckenmuskulatur sowie der ipsilateralen Beinmuskulatur bei vorhersagbarer azyklischer Belastung im aufrechten Stand (Putz 2007). Die verzögerte Reaktionszeit der ipsilateralen Beinmuskulatur seitens der Rückenschmerzgruppe geht mit erhöhten Depressivitätswerten einher. Daraus ergibt sich die Frage inwieweit Rückenschmerzen, Depressivität aber auch andere psychologische und soziale Variablen sowie das muskuläre Antwortverhalten korrelieren und welche Bedeutung diesem Zusammenspiel bei Interventionen zur Reduktion von Rückenschmerzen zukommt. Der ermittelte Mediationseffekt ist ein Hinweis zur Beantwortung dieser bislang ungeklärten Frage (Borys et al. 2008).

#### **1.10 Forschungsansatz**

Die Reform des Rückenschulcurriculums der KdR bildet einen modernisierten ganzheitlichen Ansatz zur Rückenschmerzproblematik unter den „high frequency low cost – Technologien“. Bislang lag jedoch kein multimodaler wissenschaftlich fundierter Wirksamkeitsnachweis der Neuen RS vor. Vor dem Hintergrund der zu Beginn beschriebenen Ziele der Neuen RS untersucht die vorliegende Studie erstmalig mit Hilfe der OEMG mögliche physische Auswirkungen der Neuen RS auf die Rumpfmuskulatur unter besonderer Beachtung von Langzeiteffekten, wobei Messungen bei dynamischer Belastung (Koordination) sowie statischer Belastung (Kraft- Leistungsfähigkeit) durchgeführt wurden. Diese Arbeit beschäftigt sich nur mit dem physiologischen Teil der durchgeführten Studie. Ihre Untersuchungsmethode wurde entsprechend der aufgezeigten Merkmale des CURS strukturiert, da eine rein primärpräventive Ausrichtung zu keinem Ergebnis geführt hätte.

## **2 Material und Methoden**

### **2.1 Studiendesign**

Das Projekt wurde durch das Forum Gesunder Rücken – besser leben e.V.<sup>2</sup> (Wiesbaden) initiiert und gefördert (Projekt-Nr.:827751).

Ziel der Studie war es anhand einer Längsschnittuntersuchung herauszufinden, welchen Einfluss die Neuen RS auf die Teilnehmer hat sowie erkennbare Veränderungen zu quantifizieren und damit Aussagen zur Wirksamkeit der Neuen RS treffen zu können. In Verbindung zu „Wirksamkeit“ standen dabei auf Seiten der psychologischen Untersuchungen allgemeine Zielgrößen wie Gesundheitszustand, Schmerzempfindung und -verarbeitung, habituelles Befinden sowie die Einstellung und Integrität von gesundheitssportlicher Aktivität im Fokus. Für die vorliegende Arbeit wurden ausschließlich schmerzbezogene Variablen verwendet. Seitens der muskulär-physiologischen Untersuchungen stand die Evaluierung inter-und intramuskulärer Aktivierungsmuster im Vordergrund.

Realisiert wurde das Vorhaben durch die Zusammenarbeit des Institutes für Psychosoziale Medizin und Psychotherapie mit der Klinik für Unfall-Hand- und Wiederherstellungschirurgie des Universitätsklinikums Jena.

Das Projekt wurde von der Ethikkommission der Friedrich-Schiller-Universität Jena an der Medizinischen Fakultät befürwortet (Bearbeitungs-Nr. 2687-11/09).

Sämtliche muskulär-physiologischen Untersuchungen im Rahmen dieser Arbeit wurden im Universitätsklinikum der Friedrich-Schiller-Universität Jena, Funktionsbereich Motorik, Pathophysiologie und Biomechanik durchgeführt. Die Auswertung und Bearbeitung der Fragebögen oblag dem Institut für Psychosoziale Medizin und Psychotherapie. Für diese Arbeit relevante Ergebnisse wurden zur Verfügung gestellt.

Die vorhandenen Probandenzahlen wurden durch die Umsetzung eines Wartedesigns realisiert. Das heißt die Interventionsgruppe wurde bereits drei Monate (entspricht dem Interventionszeitraum) vor Rückenschulbeginn erstmalig untersucht. Damit konnten intraindividuelle Vergleiche aufgestellt werden, die den jeweiligen

---

<sup>2</sup> Mitglied der Konföderation der deutschen Rückenschulen (KddR)

Zustand (Situation) ohne, sowie mit Teilnahme an der Neuen RS aufzeigen. Dieses Vorgehen ersparte die Akquise einer Vergleichsgruppe ohne Intervention und konnte die Aussagemöglichkeiten der Studie erheblich verbessern.

Aufgrund der äußerst aufwendigen Probandenakquise und angesichts des hohen Untersuchungsaufwandes wurde die Studie in drei voneinander unabhängigen und zeitlich versetzten Durchgängen durchgeführt. Die Untersuchungen fanden im Zeitraum zwischen März 2010 und Mai 2012 statt.

Zum jeweiligen Zeitpunkt U0 erfolgte die Eingangsuntersuchung der Interventionsgruppe. Nach drei Monaten wurde diese wiederholt (U1). Unmittelbar nach U1 absolvierten die Probanden ein zwölfwöchiges Rückenschulprogramm. Dieses endete mit der Abschlussuntersuchung U2. Drei Monate (U3) sowie 12 Monate (U4) nach Ende der Rückenschulkurse erfolgten weitere Untersuchung zur Überprüfung der Langzeiteffekte. Abbildung 2 zeigt den chronologischen Verlauf der Untersuchungen.

Nach dem Abschluss von U0 wurde eine nach Geschlecht, Alter und Body Mass Index (BMI<sup>3</sup>) abgegliche Kontrollgruppe (KG) gezielt akquiriert. Die einmalige Untersuchung der KG erstreckte sich parallel zu den anderen Messungen über den gesamten Studienzeitraum.

Für alle Studienteilnehmer wurde ein standardisierter Untersuchungsablauf durchgeführt. Diagnostiziert wurde die Muskelaktivität Anhand der OEMG während dynamischer sowie haltemotorischer Aufgaben. Zusätzlich wurden schmerzbezogene sowie psychosoziale Variablen anhand psychologischer Fragekataloge (Testbatterien) erfasst.

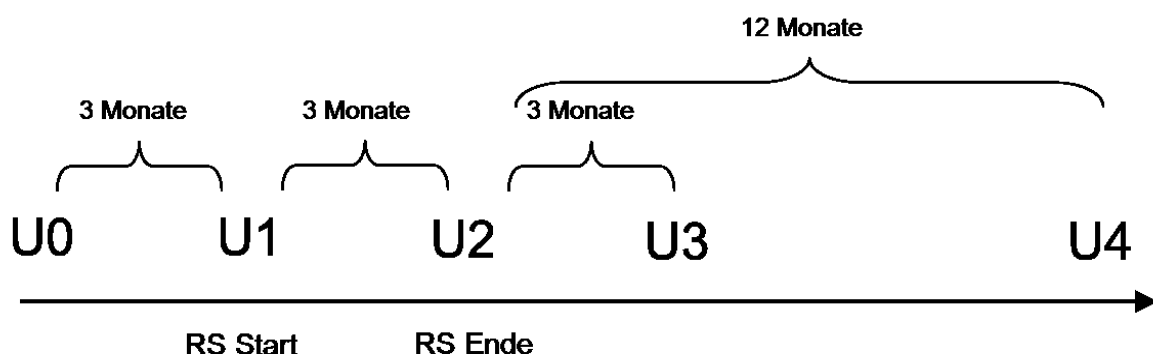


Abbildung 2 Chronologische Darstellung der Untersuchungszeitpunkte (U)

<sup>3</sup> Berechnung erfolgt entsprechend dem Körpergewicht und –Größe nach der Formel:  $\text{kg/m}^2$

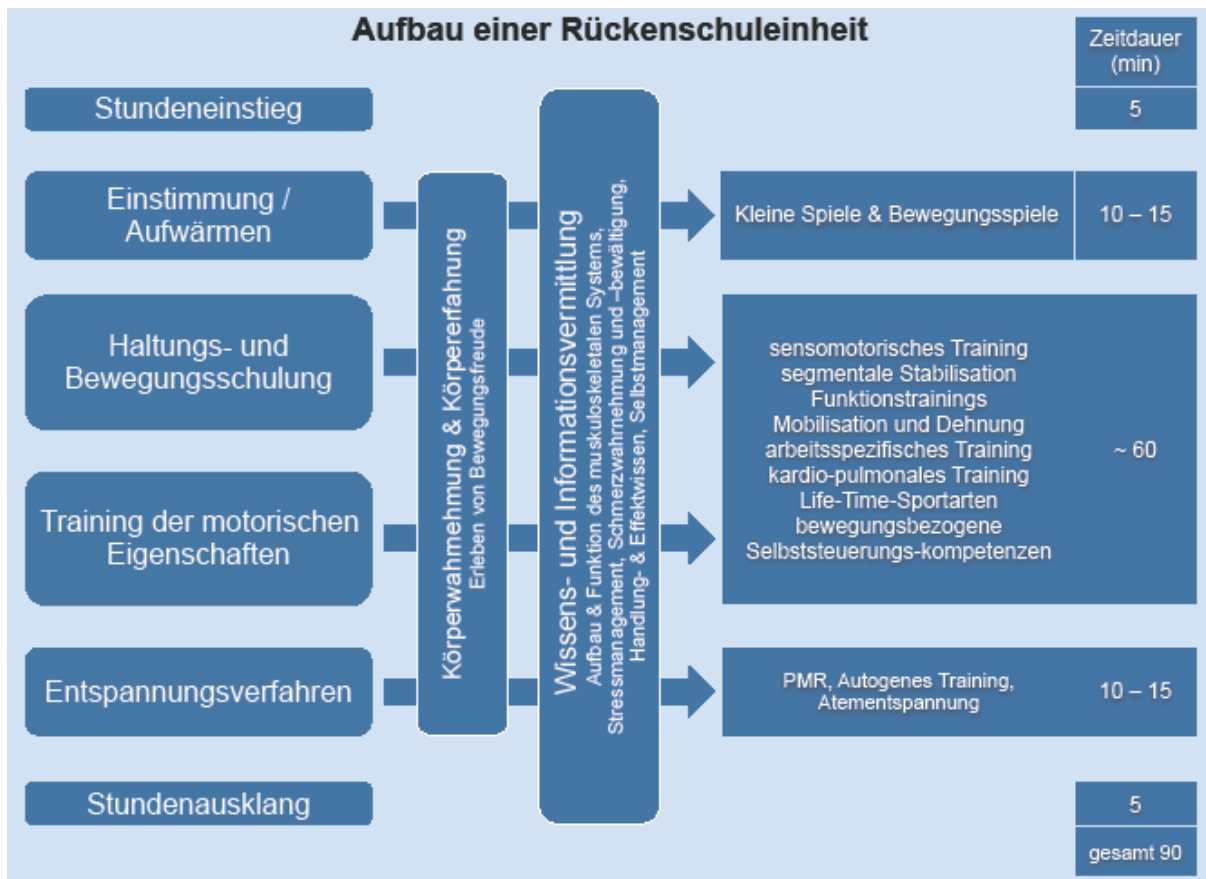
## 2.2 Intervention

Die Rückenschulen wurden von drei verschiedenen Kursleitern nach dem aktuellen Ausbildungskurrikulum der Konföderation der deutschen Rückenschulen (KddR) durchgeführt. Der allgemeine Aufbau der Kurse bestand aus 12 wöchentlich stattfindenden Einheiten zu je 90 Minuten mit sechs bis zehn Teilnehmern je Kurs.

Inhaltlich und methodisch bestand die Intervention aus dem multimodalen Präventionskonzept „Neue Rückenschule“, welches den Teilnehmern des Programms verschiedene Handlungsmöglichkeiten aufzeigt, um ein Fortschreiten ihrer Rückenbeschwerden zu verhindern oder besser die Umkehr dessen einzuleiten. Um dieses Ziel zu erreichen, sollte das Programm den Teilnehmern dazu das nötige Wissen, die Motivation und nicht zuletzt die praktischen Möglichkeiten mitgeben.

Die Säulen des Programms sind gekennzeichnet durch:

1. die Entwicklung konditioneller Fähigkeiten wie Kraft, Ausdauer, Beweglichkeit, und Koordination insbesondere durch freudbetonte Übungsformen - individuell und mit Partner als Satztraining, sowie in der Gruppe als Stationstraining. Der Schwerpunkt lag auf segmentalen Stabilisationsübungen mit Transfer zu alltagsbezogenen Belastungsformen.
2. die Wissensvermittlung: Aufbau von Hintergrunds-, Handlungs- und Effektwissen zur Durchführung von Bewegung und Sport in Alltag, Freizeit und Beruf, sowie Aufbau, Funktion und Verhaltensweisen des muskuloskelettalen Systems „Rücken“. Neben biomechanischen und trainingswissenschaftlichen Grundlagen wurden speziell Kenntnisse zu Verhaltenstheorien, Schmerz- und Stressbewältigung vermittelt.
3. die Entwicklung eines selbstverantwortlichen Handlungsanreizes und
4. eine Zielbindung des Teilnehmers zu einer langfristigen Verhaltensmodifikation, insbesondere durch einen nachhaltigen Antrieb zu gesundheitssportlicher Aktivität.
5. eine Auseinandersetzung mit dem eigenen Körper durch Körperwahrnehmungsübungen, Haltungsschulung und Entspannungstechniken.



**Abbildung 3** Struktur einer Rückenschuleinheit; PMR Progressive Muskelrelaxation; Adaptiert nach Tutzschke et al. 2014

Das Konzept bestand aus 12 Vermittlungseinheiten. Jede Einheit hatte einen eigenen Schwerpunkt, welcher in Theorie und Praxis erarbeitet wurde. Die grundlegende Struktur einer Rückenschuleinheit wird in Abbildung 3 gezeigt. Als Bindeglieder zwischen den Einheiten dienten Heimmotivationsprogramme, welche einerseits das erworbene Wissen vertiefen und andererseits auf den jeweils anschließenden Stundenschwerpunkt vorbereiten sollten.

In einem einfachen sportmotorischen Eingangstest<sup>4</sup> wurde am Anfang (1. Einheit) des Programms die körperliche Leistungsfähigkeit der Teilnehmer überprüft. Dieser diente der besseren Einschätzung für die Belastungsfähigkeit und wurde bei der individuellen Trainingssteuerung berücksichtigt. Somit wurde ein individuell dosierbares Übungsprogramm ohne absolute Belastungsnormative vermittelt. Dem Eingangstest schloss sich am Ende des Programms (12. Einheit) ein Re-Test an.

<sup>4</sup> Getestet wurden die Gleichgewichtsfähigkeit sowie die Reproduktionsfähigkeit der Gelenkstellung.

Hier wurde die Entwicklung der Teilnehmer dokumentiert und es konnte auf Fortschritte oder noch vorhandene Reserven aufmerksam gemacht werden.

Das Konzept der „neuen Rückenschule“ ist auf einem langfristigen Wissens- und Fertigkeitserwerb der Teilnehmer angelegt. Hierbei sollten die Teilnehmer nicht mit Detailwissen überfordert werden, sondern gemeinsam in der Gruppe grundlegende Kenntnisse rückenrelevanter Themen unter Einbezug alltäglicher Bewegungsaufgaben erarbeiten.

Der Praxisteil (50-60 min) gliederte sich in Körperwahrnehmungsübungen (KWÜ), Hauptteil und Cool down/ Entspannung. Die Zeitverteilung war dabei nicht einheitlich festgelegt und variierte unter den einzelnen Stundenschwerpunkten. Nach einer kurzen Erwärmung (10-15 min) waren dem Hauptteil Körperwahrnehmungsübungen (10-15 min) vorgeschoben bzw. wurden diese auch im gesamten Hauptteil integriert. Diese dienten in Verbindung mit einer bewussten Sensibilisierung dazu, ein besseres Körperbewusstsein zu entwickeln. Im Vordergrund stand das Sammeln von Körpererfahrungen, die die Aufmerksamkeitslenkung für Körperhaltungen und Bewegungen schulen. Der anschließende Hauptteil (40-50 min) war thematisch immer auf den jeweiligen Stundenschwerpunkt ausgerichtet.

Als Stundenausklang (5-10 min) wurden verschiedene Entspannungstechniken vorgestellt, die der Stressreduktion und -regulation dienten. Ziel war es, ein besseres physisches (z.B. Abnahme der Muskelspannung) und psychisches (z.B. Steigerung der Konzentrationsfähigkeit) Befinden zu schaffen. Zur Unterstützung der langfristigen Bindung an gesundheitssportliche Aktivität wurden in Kursen Walking, Nordic Walking und Aerobic als Life-time-Sportarten (Kempf 2010) vorgestellt.

## **2.3 Probanden**

### **2.3.1 Probandenakquise**

Personen mit allgemeinen Rückenbeschwerden wurden über lokale Printmedien zu Informationsveranstaltungen über die „Neue Rückenschule“ und die geplante Studie eingeladen. Weiterhin wurden Probanden durch die Zusammenarbeit mit lokalen Behörden und zugehöriger Netzwerke akquiriert. Dadurch konnten zunächst Interessenten für die „Neue Rückenschule“ gewonnen werden, die bereit waren, an den damit verbundenen Untersuchungen teilzunehmen. Nach persönlichen

Anamnesegesprächen wurde entschieden, ob die jeweilige Person den dargestellten Einschlusskriterien genügte und an der Studie teilnehmen durfte.

Die Studienteilnahme war freiwillig und unterlag keinerlei Verpflichtungen.

Nach Abschluss der Probandenakquise wurden durch öffentliche Aushänge in verschiedenen Institutionen gesunde Personen mit den entsprechenden Einschlusskriterien zur Studienteilnahme akquiriert. Nach persönlichem Anamnesegespräch und dem Abgleich der anthropometrischen Daten wurde über eine Studienteilnahme entschieden.

### 2.3.2 Interventionsgruppe

An der Studie nahmen insgesamt 61 Frauen und 27 Männern mit CURS teil. Aus organisatorischen Gründen und durch den langen Untersuchungszeitraum bedingt, ergaben sich für die Messzeitpunkte unterschiedliche Stichprobengrößen. Mehrere Personen, die sich zu einer Studienteilnahme bereit erklärten und einmalig zum Zeitpunkt U0 untersucht wurden, mussten aus persönlichen Gründen eine weitere Teilnahme an der Intervention sowie an den Untersuchungen absagen.

Um die Ausfälle von U0 zu kompensieren und somit die Anzahl von 10 Teilnehmern je Rückenschulkurs beizubehalten, mussten die freigewordenen Plätze neu belegt werden. In Zeitraum zwischen U0 und U1 konnten dafür neue Teilnehmer gewonnen werden. Diese Probanden haben ihre erste Untersuchung dann zum Zeitpunkt U1 erhalten.

Weiterhin wurde das Wartedesign nicht von allen Teilnehmern toleriert, so dass diese aus Gründen der Compliance ohne Wartezeitraum in die Rückenschule aufgenommen wurden.

Die standardisierten Untersuchungen der Teilnehmer erfolgten somit im Zeitraum von 18 (Teilgruppe mit Wartedesign) bzw. 15 Monaten (Teilgruppe ohne Wartedesign).

Die weiteren Dropouts über den zeitlichen Verlauf begründen sich zum einen dadurch, dass einzelne Teilnehmer aus gesundheitlichen und persönlichen Gründen die weitere Studienteilnahme absagten. Zum anderen mussten alle Teilnehmer vom Messzeitpunkt U2 ausgeschlossen werden, die das Rückenschulprogramm nicht zu mindestens 80% (10 von 12 Einheiten) absolviert hatten. Die blau gekennzeichneten Probandenzahlen in Tabelle 3 zeigen an wie viele Probanden sukzessiv an allen Untersuchungen teilgenommen haben und bei den Berechnungen zur Verlaufskontrolle jeweils berücksichtigt wurden.

Die Angaben zu Alter und BMI beziehen sich auf die Erstuntersuchung zu U0 bzw. U1.

Tabelle 3 Stichprobendarstellung der IG (Darstellung vom MW  $\pm$  STABW und Range; Angaben beziehen sich auf die Erstuntersuchung U0 bzw. U1); U+ zeigt an, wie viele Probanden bis zum jeweiligen Untersuchungszeitpunkt durchgängig an den Untersuchungen teilgenommen haben.

	n U0	n U1	n U1+	n U2	n U2+	n U3	n U3+	n U4	n U4+	Alter (Jahre)	BMI (kg/m <sup>2</sup> )
m	21	25	18	23	16	22	15	22	14	45,6 $\pm$ 13,3 (23 - 69)	25,5 $\pm$ 3,6 (20,0 - 33,0)
w	49	47	35	43	30	41	28	34	24	46,8 $\pm$ 12,0 (19 - 69)	24,9 $\pm$ 4,0 (18,7 - 34,0)
Summe	70	72	53	66	46	63	43	56	38		

#### 2.3.2.1 Einschlusskriterien

Für die Teilnahme an der Studie mussten folgende Kriterien erfüllt werden.

- Verordnung zur Rückenschule (Interventionsgruppe)
- aktuelle Rückenschmerzen im Selbstbericht
- Rückenschmerzdauer mind. 3 Monate
- Alter zwischen 18 und 69 Jahren

#### 2.3.2.2 Ausschlusskriterien

Eine oder mehrere der folgenden Kriterien führten zum Ausschluss von der Studie:

- rheumatische Erkrankung im akuten Stadium
- Altersosteoporose
- Wirbelsäulen-Operationen
- dauerhafte Einnahme schmerzmindernder Medikamente
- BMI > 28 kg/m<sup>2</sup>
- radikuläre Symptomatik

*Anmerkung:* In Einzelfällen wurde ein BMI > 28 kg/m<sup>2</sup> toleriert sofern die anderen Einschlusskriterien erfüllt waren und eine gute Compliance zu erwarten war.



### 2.3.3 Kontrollgruppe

Die Untersuchung der KG diene der Erhebung von Normwerten, die zu den verschiedenen Untersuchungszeitpunkten den Werten der IG gegenübergestellt wurden. Daher wurde die KG nur einmalig untersucht.

Für eine optimale Vergleichbarkeit zwischen IG und KG wurde die KG nach den Kriterien Geschlecht, Alter und BMI entsprechend der IG und unter Berücksichtigung der Ein- und Ausschlusskriterien gezielt akquiriert. Der Toleranzbereich für Abweichungen in Alter und BMI wurde auf 5% festgelegt. Auf Grundlage dieser geduldeten Parameterabweichung und unter Berücksichtigung der Ein- und Ausschlusskriterien konnten insgesamt 56 gesunde Personen als matched pairs (engl. für übereinstimmendes Paar, MP) für die KG akquiriert werden. Grundlage für die Akquise waren Alter und BMI der IG zum Zeitpunkt der Erstuntersuchung U0 bzw. U1. Tabelle 4 zeigt die Parameter der beiden Gruppen im Vergleich.

#### 2.3.3.1 *Einschlusskriterien*

- Keine aktuellen Rückenschmerzen im Selbstbericht
- Maximal sporadische Rückenschmerzen in der Anamnese, länger als 3 Monate zurück liegend
- Klinisch neurologisch und orthopädisch ohne Befund

#### 2.3.3.2 *Ausschlusskriterien*

- Rheumatische Erkrankung im akuten Stadium
- Altersosteoporose
- Wirbelsäulen-Operationen
- Dauerhafte Einnahme schmerzmindernder Medikamente
- BMI > 28 kg/m<sup>2</sup>

Den statistischen Fragestellungen bei der Analyse von Unterschieden zwischen IG und KG lagen entsprechend der vorhandenen MP die Probandenzahlen aus Tabelle 5 zugrunde. Das bedeutet es wurden nur Probanden der IG in die Analyse einbezogen, denen eine gesunde Kontrollperson zugeordnet werden konnte.

**Tabelle 4 Stichprobendarstellung der Matched Pairs (Darstellung vom MW  $\pm$  STABW und Range) Die Angaben der IG beziehen sich auf die Werte der Erstuntersuchung U0 bzw. U1**

	Interventionsgruppe (IG)			Kontrollgruppe (KG)	
	<b>Alter (Jahre)</b>	<b>BMI (kg/m<sup>2</sup>)</b>	<b>Anzahl (n)</b>	<b>Alter (Jahre)</b>	<b>BMI (kg/m<sup>2</sup>)</b>
w	46,1 $\pm$ 11,7 (19 - 69)	23,8 $\pm$ 3,5 (18,7 - 32,4)	35	45,3 $\pm$ 12 (18 - 71)	23,5 $\pm$ 2,9 (18,9 - 30,4)
m	43,3 $\pm$ 13,7 (23 - 69)	25,2 $\pm$ 3,3 (20,6 - 32,8)	21	43,6 $\pm$ 13,9 (26 - 67)	25,1 $\pm$ 2,9 (21,7 - 33,1)

Insgesamt haben 26 Frauen und 15 Männer mit vorhandener Vergleichsperson sowohl an U0 als auch an U1 teilgenommen (Tabelle 5, U1+). Alle Probanden mit vorhandenem MP (56) haben an U2 teilgenommen, d.h. es konnte eine vollständige Verlaufskontrolle im Vergleich zu den Normwerten von U0 bis U2 für insgesamt 41 Probanden erstellt werden (Tabelle 5, U2+).

Zum Zeitpunkt U3 hatten von 54 untersuchten Probanden 39 an allen vorhergehenden Untersuchungen teilgenommen (Tabelle 5, U3+). Bei U4 galt dies für 35 der 49 untersuchten Probanden (Tabelle 5, U4+). Eine Probandin wurde zu U0 untersucht, konnte aber an U1 nicht teilnehmen. Somit zeigt Tabelle 5 55 Teilnehmer zu U1 und 56 zu U2. Zu den Zeitpunkten U3 und U4 sanken die Probandenzahlen aufgrund von mangelnder Compliance, Verletzungen, Schwangerschaft und Umzügen.

**Tabelle 5 Anzahl der IG mit vorhandenen Matched Pairs zu den Untersuchungszeitpunkten (U); U+ zeigt an wie viele Probanden bis zum jeweiligen Untersuchungszeitpunkt durchgängig an den Untersuchungen teilgenommen haben.**

	Anzahl (n)								
	<b>U0</b>	<b>U1</b>	<b>U1+</b>	<b>U2</b>	<b>U2+</b>	<b>U3</b>	<b>U3+</b>	<b>U4</b>	<b>U4+</b>
m	15	21	15	21	15	20	14	20	13
w	26	34	26	35	26	34	25	29	22
Summe	41	55	41	56	41	54	39	49	35

## 2.4 Messapparatur / Messinstrumente

### 2.4.1 „Propriomed, Typ P170“<sup>5</sup>



Abbildung 4 Propriomed: Trainingsgeräte für zyklische Belastungsreize

#### *Beschreibung / Anwendung*

Das 1,70m lange Gerät verfügt je Seite über ein fest installiertes Gewicht und zwei verschiebbare Gewichte. Je nach Gewichtsposition verändert sich die Eigenfrequenz des Gerätes wenn es in Schwingung versetzt wird. Abbildung 4 zeigt die drei in dieser Studie angewandten Gewichtspositionen mit den resultierenden Eigenfrequenzen. Zur vereinfachten Darstellung wurden sie mit „schnell“, „mittel“ und „langsam“ definiert.

Der zu Trainingszwecken entwickelte Schwingstab wird in mittlerer Position entweder mit einer oder mit beiden Händen gegriffen und kann in beliebigen Schwingungsebenen durch wechselseitige Impulse bewegt werden. Charakteristisch dabei ist die korrekte Krafterzeugung durch die Schulter- und Armmuskulatur mit minimalen Veränderungen der Gelenkstellungen, wobei der Rumpf ebenfalls möglichst ruhig und stabil gehalten wird. In Reaktion auf die wechselseitigen Impulse zeigt sich eine intensive, jedoch äußerlich unscheinbare (quasi-isometrische) Arbeit der Rumpfmuskulatur. In der vorliegenden Studie sollte das Gerät mit beiden Händen gegriffen werden und in horizontaler und vertikaler Ebene mit den drei verschiedenen Schwingungsfrequenzen geschwungen werden. Die Impulsrichtung sollte dabei parallel entlang der Unterarme erfolgen, sodass diese entweder vertikal oder horizontal ausgerichtet werden mussten. Laut Hersteller sollte bei der Anwendung

<sup>5</sup> Firma Haider® BIOSWING, Pullenreuth

des Propriomed eine maximale Amplitude von 50cm nicht überschritten werden. In dieser Studie sollte eine Amplitude von 30-50cm eingehalten werden.

Die konkreten trainingsphysiologischen Wirkprinzipien und deren therapeutische Zielstellungen können der Homepage des Herstellers<sup>6</sup> entnommen werden. Für die vorliegende Untersuchung war die bereits nachgewiesene reliable Anwendung des Gerätes (Anders et al. 2008) ausschlaggebend.

#### 2.4.2 „Deviator“<sup>7</sup>

Der Deviator (Abbildung 5) wurde zur Diagnostik der statischen Haltetests entwickelt. Die Apparatur ermöglicht die ventrale sowie dorsale Kippung einer in aufrechter Körperhaltung positionierten Person durch Rotation der Auflagefläche. Die Einstellmöglichkeiten des Gerätes erlauben die Zentrierung der Hüfte auf Höhe des Gelenkdrehpunktes der Auflagefläche.

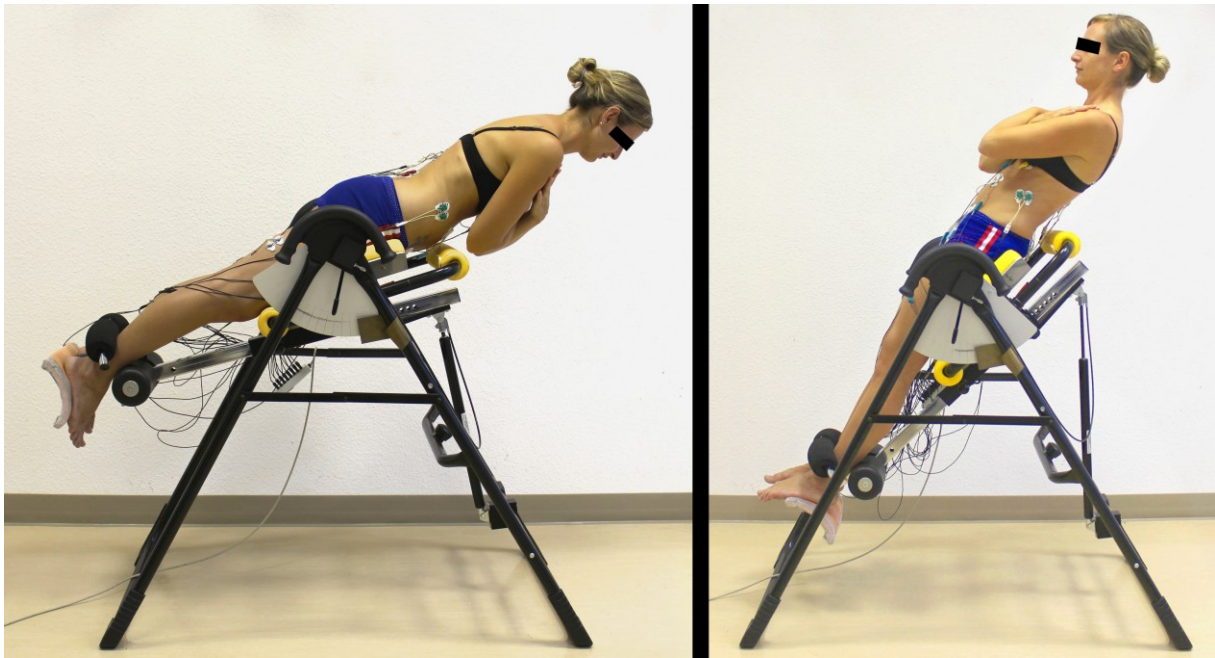
Der Neigungswinkel wird durch einen Winkelmesser angezeigt. Die Lage des Körpers zum Gerät bestimmt die Kipprichtung und wird folgend als Vor - bzw. Rückkipfung (VK bzw. RK) definiert. Die Probanden wurden aufgefordert, die gepolsterte Stehfläche zu betreten. Es wurde darauf geachtet, dass beide Beine ein fest installiertes Beinpolster berühren. Die Gegenseite wurde mit einem verstellbaren Polster gesichert, so dass die Beine ihre Position nicht mehr verändern konnten. Damit wurde eine standardisierte Beinposition erreicht.

Die Bauweise des Gerätes erlaubt die Rotation der Auflagefläche in nur eine Richtung aus der 0° Position bis max. 65°. Entsprechend der Positionierung des Körpers vorlings bzw. rücklings zur Auflagefläche erfolgte entweder die VK oder RK. Für die jeweils entgegengesetzte Kipprichtung mussten die Probanden das Gerät verlassen, sich um 180° in der Horizontalebene drehen und sich erneut in die Apparatur stellen. Für beide Kipprichtungen erfolgten die Untersuchungen bei Neigungswinkeln von 0°, 5°, 10°, 20°, 30°, 45° und 60°

---

<sup>6</sup> [www.bioswing.de](http://www.bioswing.de); Zugriff 01.05.2014

<sup>7</sup> Firma BfMC, Leipzig



**Abbildung 5 Deviator: Apparatur für graduell abgestufte Haltetests; gezeigt ist die Vorkippung 45° (li) sowie die Rückkipplage 30° (re) einer komplett instrumentierten Person.**

## 2.5 Fragebögen

Die psychologischen Testbatterien wurden den Teilnehmern postalisch 1 Woche vor den einzelnen Untersuchungen als Booklet zugesandt oder direkt im Anschluss der OEMG-Untersuchungen von den Teilnehmern ausgefüllt.

Für diese Arbeit wurden die Ergebnisse aus dem Bereich Schmerz (deutscher Schmerzfragebogen) (Pfungsten et al. 2007) verwendet.

## 2.6 Untersuchte Muskulatur

Das OEMG wurde parallel (simultan) an beiden Körperhälften von repräsentativen Rumpfmuskeln und ausgewählten Beinmuskeln gemessen (Abbildung 6).

### *Zusätzlich erfasste Signale*

Zur Erdung (Massesignal) des Messsystems wurde eine zusätzliche Elektrode zentral im oberen Drittel des Sternums appliziert.



- 1 EKG / Masse
- 2 M. rectus abdominis
- 3 M. obliquus abdominis internus
- 4 M. obliquus abdominis externus
- 5 M. multifidus (lumbalis, L5)
- 6 M. erector spinae (longissimus, L1)
- 7 M. biceps femoris
- 8 M. rectus femoris



Abbildung 6 Elektrodenapplikation ventral (li) & dorsal (re)

## 2.7 EKG

Zur Identifikation der EKG-Signale dienten zwei Elektroden entlang der Herzachse. Durch die simultane Aufzeichnung von Muskel- sowie Herzaktivität konnte der einstreuende Effekt des EKG-Signals in die OEMG-Graphen eindeutig identifiziert und eliminiert werden.

## 2.8 Beschleunigungssignal

Zur synchronen Aufzeichnung der Schwingungszyklen und den OEMG-Signalen wurde am Propriomed ein zwei-achsiger Beschleunigungssensor<sup>8</sup> appliziert (Abbildung 7) der den Beschleunigungsgrad in horizontaler sowie vertikaler Bewegungsrichtung erfasste.

Dazu wurde das Gerät vor Beginn der jedes Tests entsprechend der primären Schwingungsebene X ausgerichtet, welche je nach Aufgabe in horizontaler oder vertikaler Richtung verlief. Der zweite Kanal Y erfasste dabei die Abweichung von der Ebene X. Qualitativ gute und schlechte Schwingungen konnten somit unterschieden werden.



Abbildung 7 Beschleunigungssensor am Propriomed

<sup>8</sup> Fa. Biovision, Wehrheim; +/-10g ( $\approx 90,81\text{m/s}^2$ )

## 2.9 Untersuchungsvorbereitung

Alle dargestellten Arbeitsschritte zur Untersuchungsvorbereitung sowie -durchführung wurden stets vom gleichen erfahrenen Untersucher (Robin Tutzschke) vorgenommen.

Zu Beginn jeder Untersuchung erfolgte die Bestimmung des Körpergewichts (Körperwaage WEGA 6365, Fa. Soehnle). Die Körpergröße wurde einmalig zur ersten Untersuchung abgefragt.

Die Probanden bekamen die Möglichkeit, sich mit der Arbeitsweise des Propriomed vertraut zu machen. Dazu erhielten sie eine kurze Instruktion zur aufrechten Körperhaltung und Gerätehandhabung. Diese kurze Gewöhnungsphase wurde zu allen Messzeitpunkten beibehalten, unabhängig davon ob und wie gut der einzelne Proband die Übungen ausführen konnte.

Die Justierung des Deviators auf die individuelle Beinlänge wurde einmalig bei der Eingangsuntersuchung vorgenommen und im Protokoll (Anhang XXXIX) für alle Folgeuntersuchungen vermerkt.

Zur Vorbereitung der Elektrodenapplikation für die OEMG-Messung wurde, sofern erforderlich, die Körperbehaarung an den entsprechenden Stellen rasiert. Zur Optimierung des Übergangswiderstands zwischen den beschichteten Elektroden und der Haut wurden die betreffenden Hautareale mit einer Abrasionspaste (Epicont, GE Medical Systems Information Technologies GmbH, Freiburg) vorbehandelt. Für die Untersuchung wurde eine bipolare Elektrodenkonfiguration (H93SG, Arbo® Covidien GmbH, Neustadt) verwendet. Das heißt, es wurden je abzuleitenden Muskel zwei Einzelelektroden mit einer Fläche von jeweils 1,6 cm Durchmesser appliziert die durch ihre Beschaffung bei paariger Applikation einen Abstand von 2,5 cm zu einander aufweisen.

Zur exakten Positionierung der Elektroden wurden anatomische Landmarken mit einem wasserfesten Hautstift (Devon™ Skin Marker, Fa. COVIDIEN™, Mansfield) nach den international anerkannten Richtlinien der SENIAM<sup>9</sup> - Kommission (Hermens et al. 1999, Hermens et al. 2000) markiert. Diese Koordinatenvorgabe ermöglichte eine reliable Elektrodenapplikation zu allen Messzeitpunkten.

---

<sup>9</sup> SENIAM (surface electromyography for the non-invasive assessment of muscles, "Roessingh Research and Development", Dr. ir. H.J. Hermens, Enschede (NL))

Tabelle 6 zeigt die Lokalisation der einzelnen Elektrodenpaare. Die Platzierung der Elektroden erfolgte parallel zur Faserrichtung der Muskulatur (Hermens et al. 1999) sodass die Aktionspotentiale der Muskulatur optimal erfasst werden konnten.

**Tabelle 6 Lokalisation der Elektrodenpaare auf den abzuleitenden Muskeln**

<b>Muskel</b>	<b>Lokalisation / Ausrichtung</b>
Rectus abdominis	kaudale Elektrode Höhe Nabel, 4cm von Mitte, vertikal
Obliquus internus	medial Inguinalfalte, Höhe SIAS, horizontal
Obliquus externus	Unterhalb tiefster Punkt Rippenbogen, auf Linie von dort zu kontralateralem Tuberculum pubicum, direkt an Rippenbogen
Multifidus	medial der Linie SIPS-L1/l2 Zwischenraum, Beginn: Höhe L5
Erector spinae (pars longissimus.)	Höhe L1, auf Muskelbauch, nach kranial
Biceps femoris	Mitte Distanz Gesäßfalte – Epicondylus tibiae lateralis, auf Linie
Rectus femoris	Mitte Distanz SIAS – Oberkante Patella, auf Linie

An die 14 Elektrodenpaare wurden Verstärker (Biovision, Wehrheim) mit 1000facher Verstärkerleistung angeschlossen. Die Messsignale wurden über einen Mehrkanalverteiler an das Messsystem „ToM“<sup>10</sup> weitergeleitet. Dabei wurde darauf geachtet, dass keine Zug-oder Druckkräfte auf die Elektroden, die Verstärker bzw. die Verbindungskabel wirkten, um Artefakte im Messsignal zu vermeiden.

<sup>10</sup> Firma GJB Datentechnik GmbH, Langewiesen



## **2.10 Untersuchungsdurchführung**

### **2.10.1 Allgemein**

Das Messsystem wurde nach der Elektrodenapplikation auf seine Funktionalität sowie die korrekte Kanalbelegung der Elektroden geprüft.

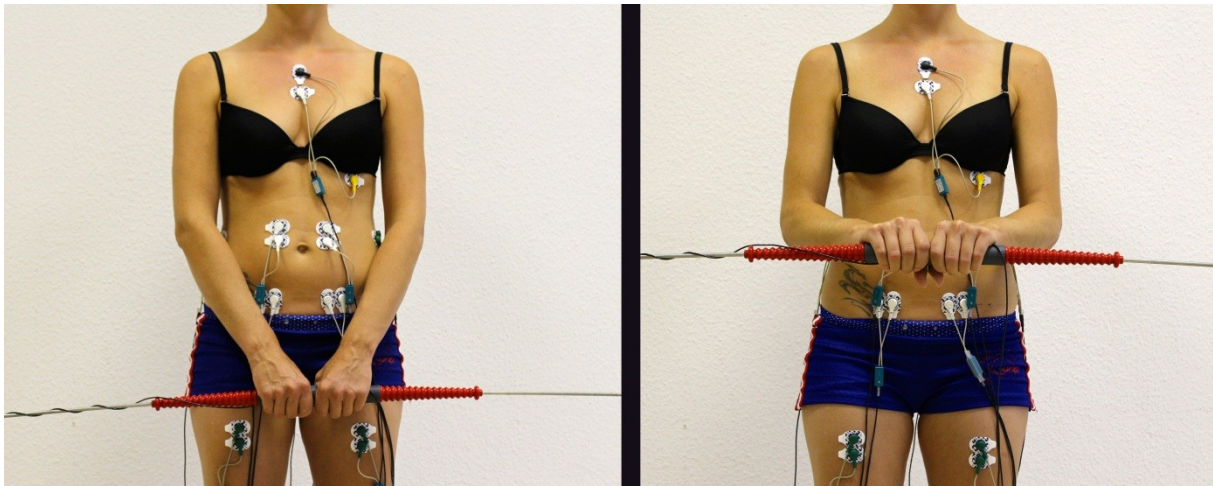
Zu Beginn jeder Einzelmessung wurden die Probanden angehalten gleichmäßig ruhig zu atmen und nicht zu sprechen, um Verfälschungen im OEMG zu verhindern.

Alle Messungen unter Verwendung des Propriomed dauerten ca. 20 Sekunden. Alle Einzelmessungen der statischen Muskelarbeit im Deviator dauerten ca. 7 Sekunden.

Alle Pausen innerhalb der Messreihen mit dem Propriomed sowie dem Deviator dauerten ca. 10 Sekunden. Innerhalb dieser Zeit wurden die Frequenz des Propriomed bzw. der Kippwinkel des Deviator für die jeweils darauffolgende Messung eingestellt. Die Kleidung der Probanden wurde so gewählt, dass die Elektrodenapplikation problemfrei ablief und die Messungen ungehindert durchgeführt werden konnten. Schuhe sollten bei den Untersuchungen nicht getragen werden.

### **2.10.2 Dynamische Belastungen mittels Propriomed**

Zu Beginn erfolgte die Ausrichtung der Probanden im aufrechten Stand bei nicht überstreckten Kniegelenken und hüftbreiter Fußstellung. Die Füße waren parallel auf gleicher Höhe ausgerichtet. Der Blick war bei neutral aufgerichtetem Oberkörper nach vorn gerichtet. Das Propriomed wurde mit beiden Händen mittig am Griff gehalten. Die Oberarme blieben locker an den Seiten in senkrechter Position. Für die horizontale Schwingungsebene wurden Ellenbogen um ca. 90° gebeugt sodass das Gerät im Bereich zwischen Bauchnabel und SIAS gehalten wurde. Für die vertikale Schwingungsebene wurden die Arme senkrecht nach unten genommen, wobei die Ellbogengelenke nicht vollständig gestreckt werden sollten. In Abbildung 8 werden die beiden Positionen demonstriert.



**Abbildung 8 OEMG-Messung unter Anwendung des Propriomed. Links: vertikale Schwingungsebene; Rechts: horizontale Schwingungsebene**

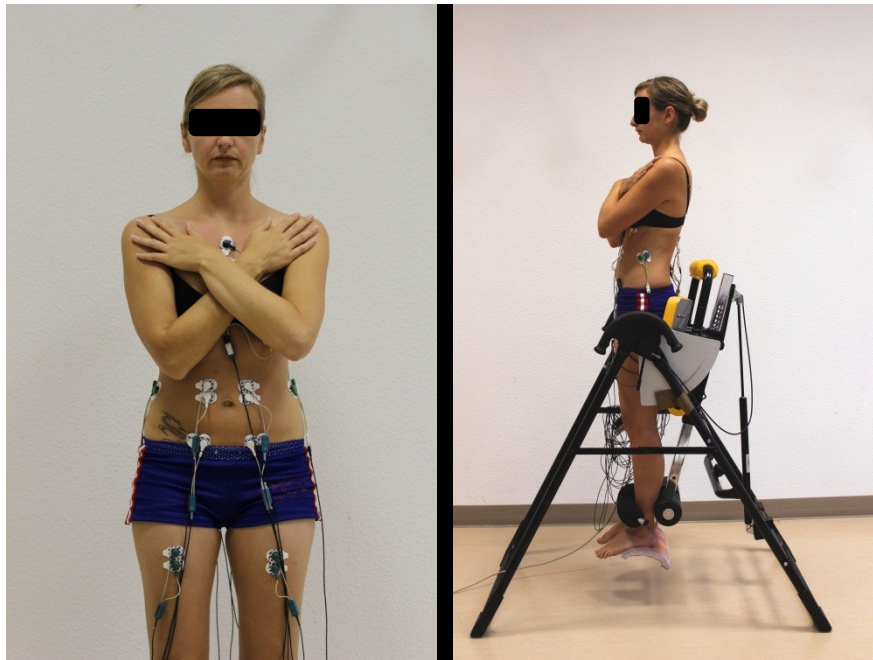
Es folgte eine Messreihe mit insgesamt 6 Einzelmessungen in den beiden Schwingungsebenen. Die Probanden wurden aufgefordert während der Messzeit von ca. 20 sec. eine Schwingungsamplitude von 30-50cm aufrecht zu erhalten. Wenn dies nicht gelang, d.h. die Schwingungen nicht geradlinig in der geforderten Ebene ausgeführt bzw. die korrekte Übungsausführung nicht kontinuierlich gehalten werden konnte, wurde die Übung dennoch stets vollständig in der gegebenen Übungsqualität durchgeführt und aufgezeichnet. Im späteren Auswertungsprozess konnten gültige und nicht gültige Bewegungsabläufe identifiziert und getrennt werden. Durch die Kombination der drei verschiedenen Frequenzen mit den zwei Schwingungsebenen ergaben sich folgende Bewegungsanforderungen:

Horizontal Langsam	(HL)	Vertikal Langsam	(VL)
Horizontal Mittel	(HM)	Vertikal Mittel	(VM)
Horizontal Schnell	(HS)	Vertikal Schnell	(VS)

Die Reihenfolge der einzelnen Konfiguration wurde für jeden Probanden randomisiert, um systematische Trainingseffekte zu vermeiden. Der Messbeginn im System erfolgte wenige Sekunden nach Übungsstart, sodass nur die reine Zielübung ohne „Startbewegung“ aufgezeichnet wurde.

### 2.10.3 Statische Belastungen mittels Deviator

Den Probanden wurde zunächst die geforderte Haltung für die statischen Aufgaben gezeigt (Abbildung 9). Im aufrechten Stand wurden die Arme vor dem Körper gekreuzt und entspannt auf den Schultern abgelegt (rechter Arm immer zuerst. Die standardisierte Körperhaltung sollte bei allen statischen Tests eingehalten werden.



**Abbildung 9 OEMG-Messung unter Anwendung des Deviator; abgebildet ist die genormte Armposition im aufrechten Stand auf dem Boden (links) und auf dem Kippgerät (rechts)**

Unter Anwendung des Deviators wurden statische Haltetests des Oberkörpers gegen die Schwerkraft in graduell abgestuften Neigungswinkeln in VK sowie RK vorgenommen.

Mit fortlaufender Probandennummer wurde abwechselnd entweder mit einer Messreihe in VK oder RK begonnen. Entsprechend wurden die Probanden vorlings bzw. rücklings im Deviator positioniert, wobei auf die geforderte Körper- und Armhaltung und die Ausrichtung an der Körperlängsachse geachtet wurde. Die erste Messung je Kipprichtung erfolgte in vertikaler Position, d.h. es wurde ein Kippwinkel von 0°. Danach folgten Messungen in den Kippwinkeln 5°, 10°, 20°, 30°, 45° und 60° in individuell randomisierter Reihenfolge. Die Probanden wurden dabei aufgefordert, unabhängig von ihrer Lage im Raum, ihre aufrechte Körperhaltung unverändert beizubehalten.

Nach Beendigung der ersten Messreihe im Deviator wurde die Kipprichtung gewechselt, d.h. die Probanden wurden entsprechend neu im Gerät positioniert.

#### 2.10.4 OEMG-Datenerfassung

Die verstärkten OEMG-Signale wurden über einen Mehrkanalverteiler an das Messsystem „Tower of Measurement (ToM)“<sup>11</sup> geleitet und mit einer Analog-Digitalen Wandlungsrate von 2048 Werten/s und einer Auflösung von 24 Bit digitalisiert (automatische Anti-alias-Filterung der Signale bei 1024 Werten/s). Die Messdaten wurden per Computer unter Anwendung des Programms GJB Datenerfassung<sup>12</sup> aufgezeichnet.

#### 2.10.5 OEMG-Datenverarbeitung

Nach Überführung der Daten in MATLAB<sup>13</sup> wurden mehrere Arbeitsschritte mit Hilfe eigens entwickelter Skripte (Programmierung: PD Dr. C. Anders) durchgeführt. Die allgemeine Korrektur der Messdaten erfolgte durch die Elimination der Gleichspannungsanteile, die Hochpassfilterung bei 30Hz zum Ausschluss von Bewegungsartefakten (De Luca und Knaflitz 1992) sowie die Elimination von 50Hz Wechselstromartefakten.

##### 2.10.5.1 EKG-Elimination für statische Tests

Des Weiteren wurden die bei der OEMG-Analyse unvermeidlichen Einstreuungen der EKG-Signale (Allison 2003) eliminiert. Dafür wurden zunächst die QRS-Komplexe detektiert und die Maxima der R-Zacken markiert. Die auf jeden Marker folgenden Werte innerhalb der nächsten 100ms, d.h. der Zeitraum in dem der gesamte QRS-Komplex erfolgte, wurden für jeden Muskelkanal verworfen. Der danach folgende Zeitraum bis zum nächsten Herzschlag war somit frei von EKG-Artefakten. Die Messwerte von 400ms langen Intervallen wurden für die Auswertung verwendet. Im Einzelfall wurde die Herzfrequenz von 120 Schlägen/min<sup>14</sup> überschritten und es kam aufgrund der zu dichten QRS-Komplexe zu Überlagerungen der einzelnen Markierungsbereiche. Die Messintervalle wurden in diesen Fällen auf 300ms reduziert.

---

<sup>11</sup> DeMeTec GmbH, Lützelwiesen

<sup>12</sup> GJB Datentechnik GmbH, Langewiesen

<sup>13</sup> MathWorks, Natick, Massachusetts, USA

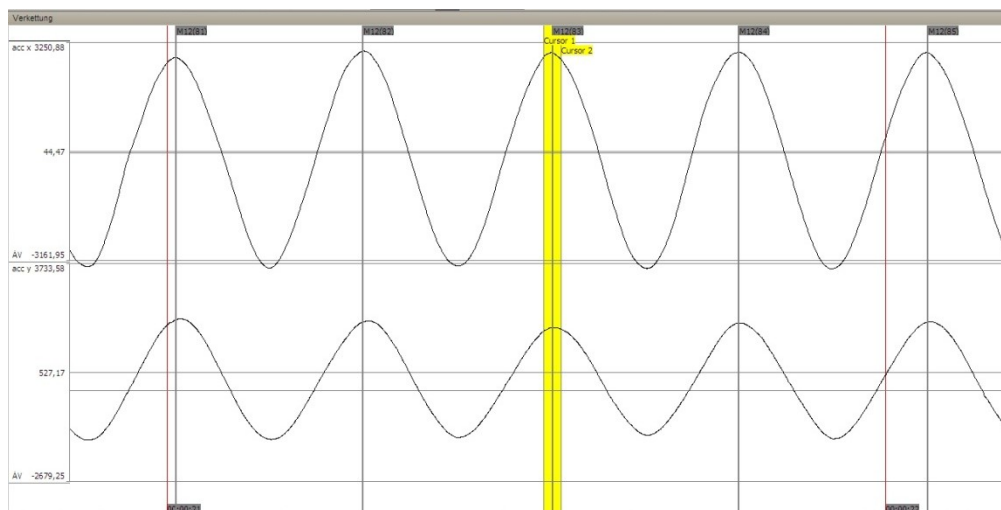
<sup>14</sup> 500ms x 120 Herzschläge = 1 min

### 2.10.5.2 Identifikation der Schwingungszyklen des Propriomed

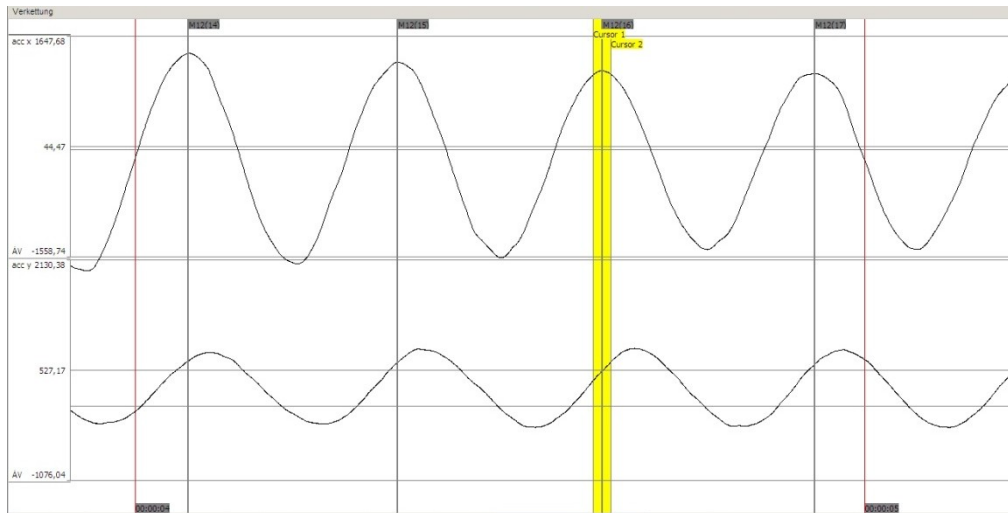
Durch die gerichtete zyklische Aktivierung unter Anwendung des Propriomed mit vergleichsweise hohen Amplituden in allen Muskeln während der gesamten Messzeit (ca. 20sec) ist das EKG ohne weitere Hilfsmittel nicht mehr detektierbar. Das geringe EKG-Signal von ca. 10  $\mu$ Volt (Edgerton et al. 1997) wird praktisch durch die OEMG-Signale permanent überlagert und konnte demzufolge in der Auswertung vernachlässigt werden.

In die Datenanalyse einbezogen wurden nur Schwingungen deren Amplitudenspitzen (Umkehrpunkte) beider Kanäle eine maximale Zeitdifferenz von  $\pm 25$  Messwerten aufwiesen. Das entspricht  $\pm 12,207$  ms bei der eingestellten Abtastrate von 2048/s). Vorhergehende Plausibilitätstests haben gezeigt, dass der verwendete Toleranzbereich einerseits ausreichend klein ist, um eine fehlerhafte Übungsausführung (z.B. ellipsenförmige Bewegungen) zu detektieren. Andererseits ist der Bereich ausreichend groß um kleinere Schwankungen (die naturgemäß bei allen Probanden auftreten) in der Bewegungsausführung zu tolerieren.

Die exakte Kontrolle der Übungsausführung hinsichtlich der Einhaltung der geforderten Schwingungsrichtung war somit gewährleistet. Außerdem ließen sich Aussagen über die Quantität gültiger Schwingungen innerhalb aller ausgeführten Zyklen je Messintervall treffen. Abbildung 10 und 11 zeigen beispielhaft gültige (gute) und ungültige (schlechte) Schwingungszyklen.



**Abbildung 10 korrekter Schwingungszyklus: Umkehrpunkte der X-Ebene (oben) und Y-Ebene (unten) verlaufen zeitgleich innerhalb des Toleranzbereiches (gelb)**



**Abbildung 11 Nicht-korrektter Schwingungszyklus: Umkehrpunkte der X-Ebene (oben) und Y-Ebene (unten) verlaufen zeitversetzt außerhalb des Toleranzbereiches (gelb)**

Das bedeutet, dass nur Muskelaktivitäten bei „guten“ also den beschriebenen Kriterien genügenden Schwingungen zur Auswertung beachtet wurden. Jedoch reichte die Quantitätsbestimmung gültiger Schwingungen allein nicht aus. Durch die Gütekriterien kam es bei ungenügender Bewegungsausführung vor, dass das gesamte Messintervall nicht verwertet werden konnte, sofern kein einziger Zyklus innerhalb des Toleranzbereiches lag. Es war in solchen Fällen möglich, dass die Schwingungsknoten der beiden Achsen gelegentlich auch bei stark normabweichenden Bewegungen übereinstimmten und in diesem Fall der Zyklus theoretisch als gültig gewertet werden müsste. Um solche Zufälle von willkürlich erzeugten gültigen Schwingungen abzugrenzen, mussten mindestens drei gültige Schwingungszyklen hintereinander erfolgen, damit diese in der späteren Auswertung beachtet werden konnten. Des Weiteren durften die Amplituden der Einzelschwingungen nicht mehr als 10% vom Median aller Schwingungen abweichen, um gleichmäßige Schwingungen zu gewährleisten. Die Selektion erfolgte ebenfalls automatisch mittels der MATLAB-Skripte.

#### 2.10.5.3 Sichtkontrollen

Die korrekte Markierung sowie die allgemeine Qualität der Signale wurden durch Sichtkontrollen via MATLAB sowie ATISA Pro<sup>15</sup> kontrolliert und gegebenenfalls manuell korrigiert. Nach Transkription der Daten und Überführung in Excel 2010

<sup>15</sup> GJB Datentechnik GmbH, Langewiesen

(Microsoft Corporation, Redmond) sowie in SPSS 19 (IBM Deutschland GmbH, Ehningen) erfolgten die statistischen Analysen.

#### 2.10.6 **Datenstrukturierung**

Bei der Auswertung anhand der oben gezeigten Parameter zeigte sich eine durchgängig stark ausgeprägte Varianzheterogenität, sodass die Daten für eine deutlichere Aussagekraft weiter zusammengefasst bzw. tiefer strukturiert werden mussten. Es wurden diesbezüglich folgende Arbeitsschritte durchgeführt:

##### 2.10.6.1 *Ausschluss von Extremwerten*

Extremwerte (Ausreißer) wurden von der Statistik ausgeschlossen. Das betraf alle Werte die um mehr als das 1,5 fache des oberen bzw. unteren Quartilsabstand vom Median entfernt lagen.

##### 2.10.6.2 *Seitenunabhängige Werte*

Da es sich bei den applizierten Belastungen um seitensymmetrische Aufgaben handelte und Seitendifferenzen zwischen der linken und rechten Körperhälfte für beide Gruppen durchgehend nicht nachweisbar waren, wurde im Weiteren ausschließlich mit zusammengeführten (gepoolt), seitenunabhängigen Werten gerechnet.

##### 2.10.6.3 *Einteilung nach Belastungsstärke*

Die Kippwinkel der statischen Belastung wurden in zwei Bereiche unterteilt und dafür kumulative Werte berechnet: 1. niedrige (alltagsnahe) Belastungen von 0-20° (low) und 2. hohe (alltagsferne) Belastungen von 30-60° (high).

##### 2.10.6.4 *Schmerzstärke*

Die IG wurde anhand der angegebenen Schmerzstärke auf einer NRS<sup>16</sup> von 0 bis 10 zum Zeitpunkt vor der Rückenschule (U1) unterteilt. Die Gruppierung erfolgte in niedrige Schmerzen = 0 bis 2 (SST low) und hohe Schmerzen = ab 4 (SST high).

##### 2.10.6.5 *Responder / Non-Responder*

Weiterhin wurde anhand der Schmerzstärke und der damit verbundenen Schmerzreduktion unterschieden. In die Gruppe der Responder zählten alle

---

<sup>16</sup> Numerische Rating Skala

Teilnehmer, die ihre subjektiv empfundenen Schmerzen (NRS 0 bis 10) um mindestens 30% reduzieren konnten. In die Gruppe der Non-Responder zählten alle anderen Personen, die dieses Ziel nicht erreichten.

Für 8 Probanden konnte aufgrund fehlender Vergleichswerte (Prä-Post-Vergleich) keine Einteilung unternommen werden.

### 2.10.7 Messparameter

Die Abbildungen 12 und 13 zeigen die strukturellen Zusammenhänge der einzelnen Parameter innerhalb der statistischen Fragestellungen. Diese werden im Folgenden näher beschrieben.

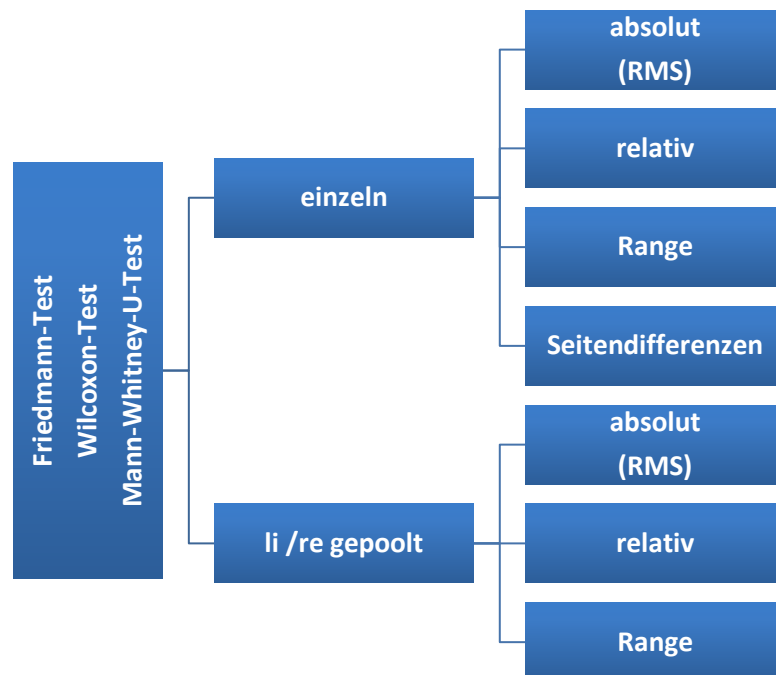


Abbildung 12 Parameter für die Auswertung der Propriomed-Daten; RMS Root Mean Square



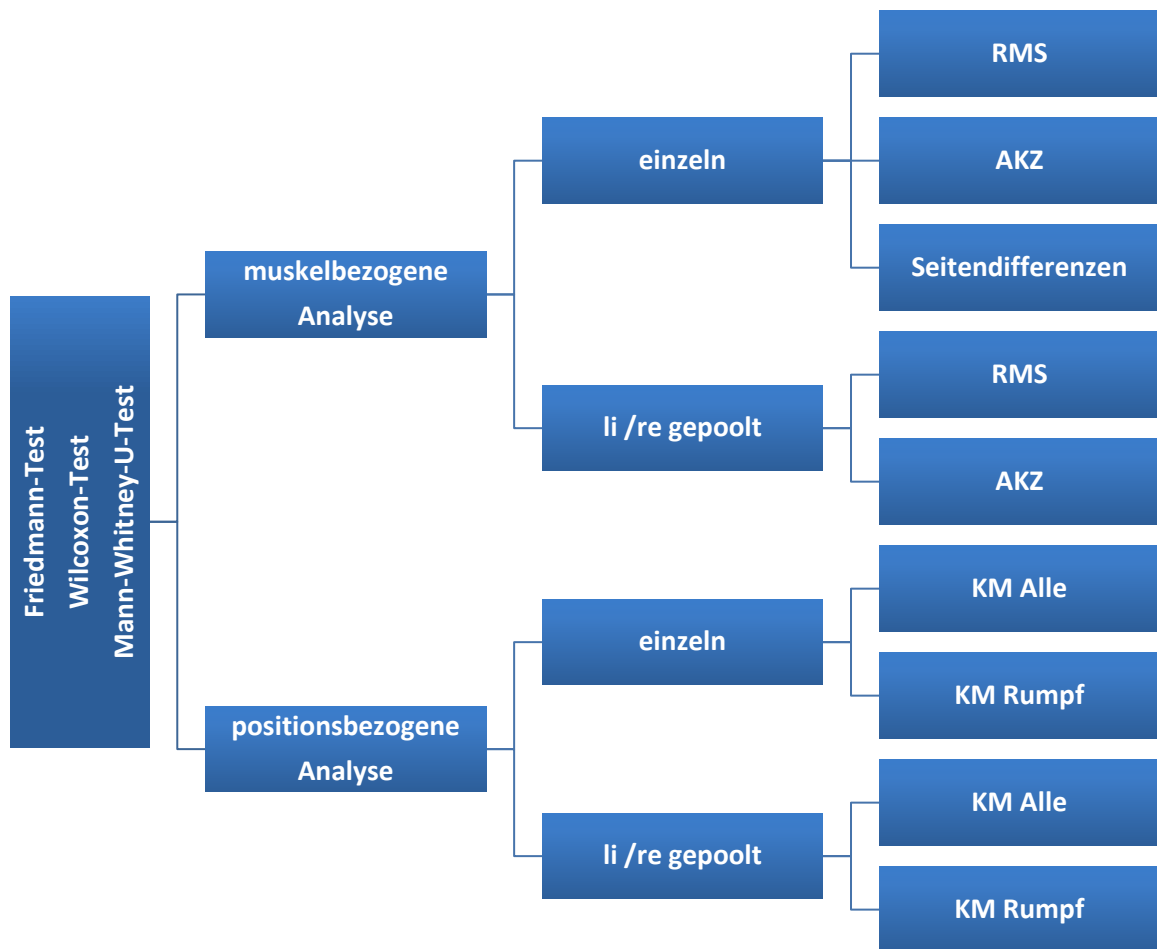


Abbildung 13 Parameter für die Auswertung der Deviator-Daten; KM Koordinationsmuster, AKZ Amplituden-Kraft-Zusammenhang

#### 2.10.7.1 Mittlere OEMG-Amplitudenniveaus der untersuchten Muskeln

Die Charakterisierung der Amplitudenniveaus erfolgte durch die Bildung des Root-Mean-Square (RMS). Der RMS-Wert bezeichnet die Maßzahl für die absolute Muskelaktivierung und die damit korrelierende (McGill 2004), jedoch damit nicht identische (Lawrence und De Luca 1983) Kraftaufwendung bei statischen Kontraktionen. Der Wert ist gemäß folgender Formel durch die Wurzel der mittleren quadrierten Roh-Signalamplituden über einen bestimmten Zeitraum definiert. Dieser Algorithmus ermöglicht die Gleichrichtung der OEMG-Werte sowie die Glättung der nicht reproduzierbar und stochastisch auftretenden Amplitudenspitzen (De Luca und Knaflitz 1992).

$$x_{rms} = \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T x^2 dt}$$

#### 2.10.7.2 *Relative OEMG-Amplitudenanteile der untersuchten Muskeln in Bezug auf die Gesamtleistung (Koordinationsmuster = KM)*

Zur Erfassung der intermuskulären Koordination wurden die Aktivitätsverhältnisse der einzelnen Muskeln untereinander in Anlehnung an van Dieen et al. (van Dieen et al. 2003) als relative Prozentwerte berechnet. Es ist dadurch möglich aufzuzeigen, welchen Anteil ein Muskel an der kumulativen Gesamtarbeit (Aktivität) aller in die Betrachtung einbezogenen Muskeln leistet. Daraus kann beispielsweise die Zusammenarbeit antagonistischer oder synergistischer Muskulatur abgeleitet und eine mögliche Veränderung im muskulären Zusammenspiel aufgedeckt werden. Zur Berechnung werden die RMS-Werte aller betrachteten Muskeln je Testaufgabe als Gesamtleistung (100%) kumuliert und der jeweilige Anteil der einzelnen Muskeln in % ausgedrückt. Die zu betrachtende Muskulatur bezieht sich bei den statischen Aufgaben je nach Belastungsrichtung auf die ventrale oder dorsale Muskulatur.

Bei den statischen Testaufgaben wird weiterhin unterschieden, ob alle beteiligten Muskeln (KM Alle) oder nur die entsprechende Rumpfmuskulatur (KM Rumpf) in die Berechnung einbezogen werden.

Bei den dynamischen Testaufgaben bezieht sich die Analyse immer auf die gesamte untersuchte Muskulatur.

#### 2.10.7.3 *OEMG-Seitendifferenzen*

Die Seitendifferenzen geben Auskunft über muskuläre Aktivierungsunterschiede zwischen der linken und rechten Körperhälfte bei einer bestimmten Testaufgabe.

#### 2.10.7.4 *OEMG-Amplituden-Kraft-Zusammenhang (AKZ) für statische Belastungen*

Die AKZ-Werte beziehen sich für alle statischen Testaufgaben auf das vorkommende Maximum der RMS-Werte.

D.h. die Winkelposition (Kraftanforderung) mit dem höchsten Wert wird für jeden Muskel einzeln auf 100% normiert. Das Verhältnis der Werte aus den restlichen Winkelpositionen wird als relativer Prozentwert zu diesem Maximum ausgedrückt. Erwartungsgemäß sollte der höchste Wert auch im höchsten Kippwinkel, d.h. im Winkel mit der größten Kraftaufwendung zu finden sein.

#### 2.10.7.5 *Relative Schwankungsbreite (engl. Range) für dynamische Belastungen*

Die Range-Werte bezeichnen für jede Situation und den einzelnen Muskel das prozentuale Verhältnis der Spannweite (Maximum – Minimum) zum Mittelwert. Zur Berechnung wird gemäß folgender Formel der kleinste Wert vom größten Wert subtrahiert, mit dem Faktor 100 multipliziert und anschließend durch den Mittelwert geteilt:

$$Range = Max - Min * \frac{100}{\text{Mittelwert}}$$

Die Varianzen innerhalb einer einzelnen Messung werden so auf einen relativen Bezugswert normiert und lassen inter- sowie intraindividuelle Vergleiche der Schwankungsbreite zu, auch wenn die verschiedenen Amplitudenniveaus unterschiedlich stark ausgeprägt sind.

Die so ermittelten Relativwerte charakterisieren den einzelnen Muskel hinsichtlich seiner phasischen bzw. tonischen Arbeitsweise. Eine vergleichsweise erhöhte Schwankungsbreite spricht für eine erhöhte phasische Aktivität eines Muskels, die verringerte Schwankungsbreite hingegen für eine erhöhte tonische Arbeitsweise.

#### 2.10.8 **Psychologische Variablen - Fragebögen**

Die Datenverarbeitung erfolgte durch das Institut für psychosoziale Medizin und Psychotherapie des Universitätsklinikums Jena mittels standardisierter Fragebögen und Ratingskalen hinsichtlich vielschichtiger psychologischer Fragestellungen.

Die Erhebung fand frühestens eine Woche vor und spätestens direkt im Anschluss an die jeweiligen OEMG-Untersuchungen statt.

#### 2.10.9 **Statistische Verfahren**

Für sämtliche Berechnungen dieser Arbeit wurde nach internationalen Konventionen ein Signifikanzniveau von  $p < 0,05$  festgelegt.

Entsprechend der Untersuchungen und deren zugehöriger Zielparameter wurden alle Analysen jeweils für die dynamischen sowie für die statischen Belastungstests durchgeführt. Anhand des Kolmogorov-Smirnoff-Tests konnte keine Normalverteilung für die OEMG-Daten nachgewiesen werden. Deshalb wurden alle Ergebnisse mit nichtparametrischen Tests berechnet.

#### 2.10.9.1 Tests für verbundene Stichproben - Verlaufskontrolle

##### *Friedman-Test / Wilcoxon-Test*

Die OEMG-Daten der Messzeitpunkte U1, U2, U3 und U4 wurden mit dem Friedman-Test auf Unterschiede geprüft. Anhand des Wilcoxon-Tests wurden die Muskelpaare der linken und rechten Körperhälfte auf Unterschiede geprüft.

Des Weiteren wurden folgende Paarvergleiche der einzelnen Messzeitpunkte mit dem Wilcoxon-Test vorgenommen:

U0 vs U1, U1 vs U2, U0 vs U4, U2 vs U4, U1 vs U3, U1 vs U4

#### 2.10.9.2 Tests für nicht verbundene Stichproben – IG vs. KG & Subgruppenvergleiche

##### *Mann-Whitney-U-Test*

Mit den folgenden Rangtests wurden die OEMG-Daten der Rückenschulsteilnehmer und die Daten der zugeordneten gesunden Kontrollpersonen auf Unterschiede in den zentralen Tendenzen überprüft. Dabei wurden jeweils die OEMG-Daten der KG als Referenzwert den Messdaten der Rückenschulsteilnehmer aus U0, U1, U2, U3 und U4 im Paarvergleich gegenübergestellt.

Die Berechnungen erfolgten für:

##### ***alle matched Pairs***

Der Paarvergleich erfolgte unter Einschluss aller matched pairs (n=56)

##### ***niedrige Schmerzstärke (SST low)***

Die Paarvergleiche erfolgte nur für TN mit niedrigen Schmerzen von 0-2/10 (n= 26)

##### ***hohe Schmerzstärke (SST high)***

Die Paarvergleiche erfolgte nur für TN mit hohen Schmerzen (>gleich 4/10) (n=14)

##### ***Responder***

Die Paarvergleiche erfolgte nur für Responder (n=21)

##### ***Non-Responder***

Die Paarvergleiche erfolgte nur für Non-Responder (n= 27)

Im Weiteren wurden die Unterschiede zwischen den konträren Subgruppen ermittelt:

##### ***SST low vs. SST high***

##### ***Responder vs. Non-Responder***

#### 2.10.9.3 *Muskelbezogene und zeitpunktebezogene kumulative Analysen*

Als Überblick über die Gesamtzahl aller Unterschiede zwischen IG und KG wurden einerseits muskelbezogene Analysen durchgeführt. Diese geben als Prozentwert Aufschluss darüber wie viele Unterscheidungstests zwischen den beiden Gruppen sig. waren. Dabei einbezogen wurden sig. Ergebnisse aller Parameter, Muskeln und Situationen. Zum anderen wurden diese prozentualen Häufigkeitsanalysen ebenfalls für alle Untersuchungszeitpunkte durchgeführt. Durch die beiden Betrachtungsweisen ist erkennbar, welche Muskeln insgesamt am auffälligsten gegenüber den gesunden Normdaten waren sowie zu welchem Zeitpunkt die häufigsten bzw. geringsten Unterschiede zwischen den Gruppen insgesamt zu finden waren.

### 3 Hypothesen

#### 3.1 Allgemein

Es sollte überprüft werden, ob durch die Teilnahme an der Neuen RS das Koordinationsverhalten der Rumpfmuskulatur positiv beeinflusst werden kann sowie, ob womöglich vorbestehende Defizite bei der Kraftentwicklung der Rückenschuleilnehmer im Vergleich zu Gesunden auszugleichen sind und ob diese Effekte auch nach einem Katamnesezeitraum von 3 und 12 Monaten nachweisbar sind.

Die wichtigsten Outcome-Kriterien für die Evaluation sind die Schmerzintensität und das Koordinationsverhalten der untersuchten Muskulatur auf statische und dynamische Reize sowie die Bestimmung möglicher Wechselwirkungen der Zielparameter untereinander.

Daraus leiten sich folgende Hypothesen ab:

#### 3.2 Rückenschulbedingte Veränderung der OEMG-Parameter

**Hypothese 1:** Es wird angenommen, dass durch die Teilnahme an der Rückenschule Verbesserungen im Koordinationsverhalten der Rumpfmuskeln erreicht werden. Das bedeutet:

- a) Die RS- Teilnehmer weisen innerhalb des Wartezeitraumes keine Veränderungen hinsichtlich der untersuchten muskulär-physiologischen Variablen auf.
- b) Vorbestehende Asymmetrien bei der möglichen Kraftentwicklung werden durch die Teilnahme an der Neuen RS ausgeglichen.
- c) Die Effekte sollten durch die langfristige Zielauslegung der Neuen Rückenschule auch 3 und 12 Monate nach Rückenschulende nachweisbar sein

### 3.3 Unterschiede IG und KG

**Hypothese 2:** Es soll anhand folgender Hypothesen geklärt werden, ob und in welchem Maß sich die Daten der IG von der KG unterscheiden:

- a) Primär weisen die RS-Teilnehmer deutliche Unterschiede in den untersuchten muskulär- physiologischen Variablen zur gesunden Referenzgruppe auf.
- b) Direkt nach Abschluss der Neuen RS können keine relevanten Veränderungen in den untersuchten muskulär-physiologischen Variablen gefunden werden.
- c) Durch die Teilnahme an der Neuen RS kann zum Katamnesezeitpunkt ein Jahr nach Beendigung der Neuen RS eine deutliche Verbesserung der untersuchten muskulär-physiologischen Variablen nachgewiesen werden, die zu einer Verringerung sig. Unterschiede im Vergleich zur gesunden Referenzgruppe führt.

### 3.4 Wechselwirkung mit schmerzbezogenen Variablen

**Hypothese 3:** Es werden Zusammenhänge zwischen der Schmerzintensität und insbesondere deren Reduktion mit der muskulären Aktivitätscharakteristik erwartet.  
D.h.:

- a) RS- Teilnehmer mit initial stärkeren Schmerzen profitieren mehr von der Teilnahme an der Neuen RS als Teilnehmer mit geringeren Schmerzniveaus.
- b) Eine deutliche Reduktion der Schmerzstärke geht mit starken Verbesserungen der muskulär-physiologischen Variablen einher

## 4 Ergebnisse

### 4.1 Bewirkt die Teilnahme an der Neuen RS eine Veränderung in den OEMG-Daten? Tests für verbundene Stichproben – Verlaufskontrolle

Anhand nicht parametrischer Varianzanalysen mit Messwiederholung (Friedman-Test) wurde überprüft, ob sich die zentralen Tendenzen der jeweiligen Parameter zu den Messzeitpunkten U1, U2, U3 und U4 generell voneinander unterscheiden.

Die Tabellen in 7 und 8 zeigen an, ob die kritischen Rangzahldifferenzen zwischen den einzelnen Untersuchungspunkten überschritten wurden und somit sig. Unterschiede zwischen den Untersuchungszeitpunkten in den jeweiligen Testsituationen bestanden. Signifikante Unterschiede sind farbig markiert. Weiße Felder zeigen an, dass kein sig. Unterschied für die betreffende Situation nachweisbar war.

#### 4.1.1 Dynamik

Tabelle 7 zeigt für alle untersuchten Parameter der dynamischen Aufgaben die statistisch relevanten Unterschiede auf. Dabei ist ersichtlich, dass die Messwerte aus den Untersuchung U1 bis U4 nur sehr wenige sig. Unterschiede aufweisen. Das Vorkommen dieser Signifikanzen unterliegt keiner offensichtlichen Systematik. Auffällig ist jedoch eine Häufung der Signifikanzen bei den RMS-Werten in der Geschwindigkeit VS.

**Tabelle 7** Friedman-Tests für alle Parameter der Dynamik; orange Felder = sig. Unterschiede liegen zwischen mindestens zwei Untersuchungszeitpunkten vor; Richtung & Geschwindigkeit = H horizontal, V vertikal, L langsam, M mittel, S schnell; RMS Root Mean Square

	RMS						Relativ						Range					
	HL	HM	HS	VL	VM	VS	HL	HM	HS	VL	VM	VS	HL	HM	HS	VL	VM	VS
RA li																		
OI li																		
OE li																		
MF li																		
ES li																		
BF li																		
RF li																		
RA re																		
OI re																		
OE re																		
MF re																		
ES re																		
BF re																		
RF re																		



#### 4.1.2 Statik

Bei den statischen Testsituationen konnten durch die Friedman-Tests wie auch bei den dynamischen Daten nur wenige sig. Unterschiede zwischen den Untersuchungszeiträumen ohne erkennbare Systematik nachgewiesen werden (Tabelle 8)

**Tabelle 8 Friedman-Tests für alle Parameter der Statik; orange Felder = sig. Unterschiede liegen zwischen mindestens zwei Untersuchungszeitpunkten vor; Richtung & Kippwinkel = V Vorkippung, R Rückkippung; RMS Root Mean Square, KM Koordinationsmuster, AKZ Amplituden-Kraft-Zusammenhang**

RMS

	V0	V5	V10	V20	V30	V45	V60	R0	R5	R10	R20	R30	R45	R60
RA li														
OI li														
OE li														
MF li														
ES li														
BF li														
RF li														
RA re														
OI re														
OE re														
MF re														
ES re														
BF re														
RF re														

AKZ

V0	V5	V10	V20	V30	V45	V60	R0	R5	R10	R20	R30	R45	R60

#### 4.2 Werden durch die Teilnahme an der Neuen RS vorbestehende Asymmetrien der linken und rechten Körperhälfte ausgeglichen?

Es werden die Häufigkeiten sig. Seitenunterschiede der RMS-Werte aller untersuchten Muskeln und Testsituationen zu den unterschiedlichen Messzeitpunkten dargestellt. Um die Daten besser interpretieren zu können, wurden sie den Daten der KG gegenübergestellt. Zur deutlicheren Vergleichbarkeit werden die gemittelten Prozentwerte und Differenzen als gerundete Werte angegeben.

Eine interventionsabhängige Veränderung der Seitendifferenzen oder gar ein Ausgleich vorbestehender Asymmetrien konnte nicht nachgewiesen werden.

#### 4.2.1 Dynamik Seitendifferenzen – Wilcoxon Test

Hinsichtlich einer Veränderung über den Wartezeitraum wird in Tabelle 9 ersichtlich, dass die Anzahl von U0 zu U1 um 7% stieg. Im direkten Anschluss der Intervention zum Zeitpunkt U2 erfolgte eine weitere (geringe) Zunahme sig. Differenzen um 5%. Die Anzahl der Differenzen stieg bis zum Zeitpunkt U3. Hier ist die Anzahl sig. Seitenunterschiede gegenüber der Prä-Untersuchung U1 nahezu verdoppelt. Ein Jahr nach RS-Ende (U4) lagen vergleichsweise sehr geringe Unterschiede wie zu U0 vor.

Außer U3 lagen zu allen Untersuchungszeitpunkten die Prozentwerte unterhalb des Prozentniveaus der KG. Für die einzelnen Muskeln wurde in Tabelle 10 die Anzahl sig. Seitendifferenzen aus allen Untersuchungszeitpunkten der einmalig untersuchten KG gegenübergestellt.

**Tabelle 9 Zeitpunktbezogene kumulative Analyse: Seitendifferenzen der RMS-Werte, Dynamik; prozentualer Anteil sig. Ergebnisse, gemittelt aus allen Berechnungen für einzelne Muskeln und Situationen**

U0	U1	U2	U3	U4	KG
5%	12%	17%	21%	7%	21%

**Tabelle 10 Muskelbezogene kumulative Analyse: Seitendifferenzen der RMS-Werte, Dynamik; prozentualer Anteil sig. Ergebnisse, gemittelt aus allen Berechnungen für einzelne Situationen und Zeitpunkte**

	RA	OI	OE	MF	ES	BF	RF
IG	3%	0%	10%	37%	20%	17%	0%
KG	0%	0%	33%	50%	17%	50%	0%

Farbig markierte Felder zeigen weiterführend in Tabelle 11 die ermittelten Signifikanzen im Seitenvergleich der einzelnen Muskeln je Untersuchungszeitpunkt.

**Tabelle 11 Seitendifferenzen Wilcoxon-Tests für alle dynamischen Aufgaben, orange Felder = sig. Unterschiede zwischen linker & rechter Körperhälfte**

HL						VL					
	U0	U1	U2	U3	U4		U0	U1	U2	U3	U4
RA						RA					
OI						OI					
OE						OE					
MF						MF					
ES						ES					
BF						BF					
RF						RF					

HM						VM					
	U0	U1	U2	U3	U4		U0	U1	U2	U3	U4
RA						RA					
OI						OI					
OE						OE					
MF						MF					
ES						ES					
BF						BF					
RF						RF					

HS						VS					
	U0	U1	U2	U3	U4		U0	U1	U2	U3	U4
RA						RA					
OI						OI					
OE						OE					
MF						MF					
ES						ES					
BF						BF					
RF						RF					

#### 4.2.2 Statik Seitendifferenzen – Wilcoxon –Test

Die Gesamtzahl sig. Seitendifferenzen zu den jeweiligen Messzeitpunkten wird in Tabelle 12 abgebildet. Im Wartezeitraum wurde eine Zunahme der Signifikanzen um 6% verzeichnet. Diese reduzierten sich innerhalb sehr geringer Schwankungen wieder zum Ausgangsniveau im zeitlichen Verlauf. Insgesamt befanden sich die Prozentwerte der IG auf dem Niveau der KG. Die kumulierten Häufigkeiten der muskelweisen Betrachtung aus Tabelle 13 sind für jeden Muskel einzeln Tabelle 14 zu entnehmen. Auffällig sind dabei MF und ES, da diese Muskeln zu allen Zeitpunkten bei R0 (sowie MF bei V5) sig. Seitenunterschiede aufwiesen (Tabelle 14). In der KG lagen bei diesen Muskeln keine Seitendifferenzen vor.

**Tabelle 12 Zeitpunktbezogene kumulative Analyse: Seitendifferenzen der RMS-Werte, Statik; prozentualer Anteil sig. Ergebnisse, gemittelt aus allen Berechnungen für einzelne Muskeln und Situationen**

U0	U1	U2	U3	U4	KG
12%	18%	16%	9%	11%	11%

**Tabelle 13 Muskelbezogene kumulative Analyse: Seitendifferenzen der RMS-Werte, Statik; prozentualer Anteil sig. Ergebnisse, gemittelt aus allen Berechnungen für einzelne Situationen und Zeitpunkte**

	RA	OI	OE	MF	ES	BF	RF
IG	29%	3%	4%	26%	13%	14%	6%
KG	36%	21%	0%	0%	0%	7%	14%

**Tabelle 14 Seitendifferenzen Wilcoxon-Tests für alle statischen Aufgaben, orange Felder = sig. Unterschiede zwischen linker & rechter Körperhälfte, Krafterichtung der einzelnen Muskeln ist fett gedruckt**

	RA				
	U0	U1	U2	U3	U4
V 0					
V 5					
V 10					
V 20					
V 30					
V 45					
V 60					
R 0					
R 5					
R 10					
R 20					
R 30					
R 45					
R 60					

	MF				
	U0	U1	U2	U3	U4
V 0					
V 5					
V 10					
V 20					
V 30					
V 45					
V 60					
R 0					
R 5					
R 10					
R 20					
R 30					
R 45					
R 60					

	OI				
	U0	U1	U2	U3	U4
V 0					
V 5					
V 10					
V 20					
V 30					
V 45					
V 60					
R 0					
R 5					
R 10					
R 20					
R 30					
R 45					
R 60					

	ES				
	U0	U1	U2	U3	U4
V 0					
V 5					
V 10					
V 20					
V 30					
V 45					
V 60					
R 0					
R 5					
R 10					
R 20					
R 30					
R 45					
R 60					

	OE				
	U0	U1	U2	U3	U4
V 0					
V 5					
V 10					
V 20					
V 30					
V 45					
V 60					
R 0					
R 5					
R 10					
R 20					
R 30					
R 45					
R 60					

	BF				
	U0	U1	U2	U3	U4
V 0					
V 5					
V 10					
V 20					
V 30					
V 45					
V 60					
R 0					
R 5					
R 10					
R 20					
R 30					
R 45					
R 60					

	RF				
	U0	U1	U2	U3	U4
V 0					
V 5					
V 10					
V 20					
V 30					
V 45					
V 60					
R 0					
R 5					
R 10					
R 20					
R 30					
R 45					
R 60					

Aufgrund der insgesamt niedrigen Anzahl sig. Seitenunterschiede wurden alle weiteren Ergebnisse aus den kumulierten Werten der linken und rechten Körperhälfte (gepoolt) berechnet und je Muskelpaar als ein Wert dargestellt.

### 4.3 Differenzierung anhand schmerzbezogener Variablen

Die anhand der Schmerzstärke gebildeten Subgruppen wurden mittels Mann-Whitney-U-Test auf Unterschiede ihrer muskulär-physiologischen Messwerte untersucht. Es wurden die Gruppen SST low mit SST high sowie Responder mit Non-Responder verglichen. Die tabellarische Darstellung aller Einzeltests ist dem Anhang I - IX zu entnehmen.

#### 4.3.1 Subgruppenvergleich: Dynamik

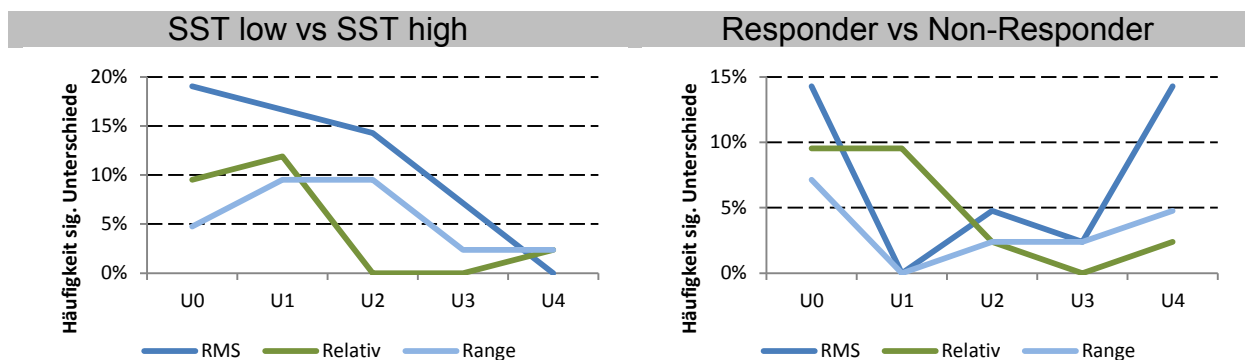


Abbildung 14 Anzahl sig. Ergebnisse zeitpunkt-bezogene U-Tests SST low vs. SST high; dynamische Aufgaben

Abbildung 15 Anzahl sig. Ergebnisse zeitpunkt-bezogene U-Tests Responder vs. Non-Responder; dynamische Aufgaben

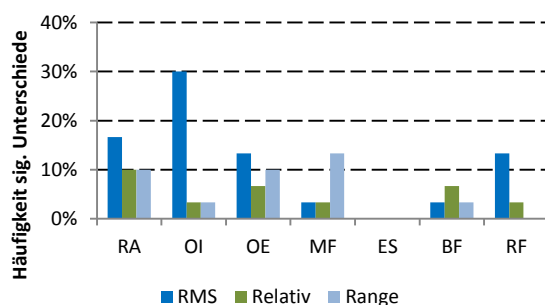


Abbildung 16 Anzahl sig. Ergebnisse muskel-bezogene U-Tests SST low vs. SST high; dynamische Aufgaben

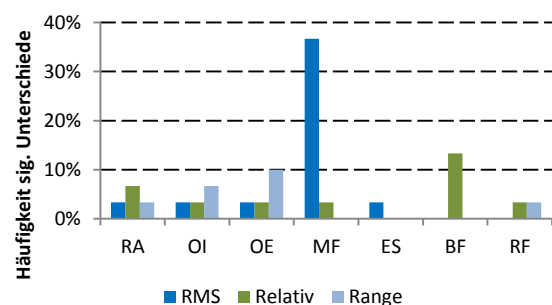
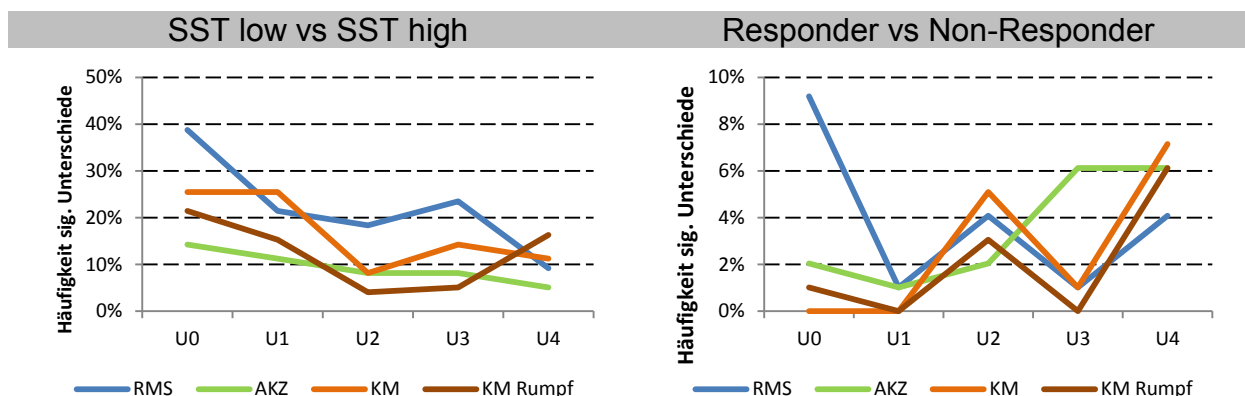


Abbildung 17 Anzahl sig. Ergebnisse muskel-bezogene U-Tests Responder vs. Non-Responder; dynamische Aufgaben

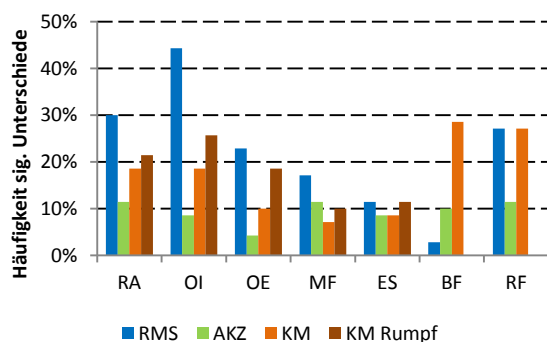
In den Tabellen 16 bis 18 (Anhang I, II) sind die Ergebnisse aller Einzeltests abgebildet. Die starke Streuung im Auftreten sig. Unterschiede lässt dabei keine systematischen Zusammenhänge erkennen. Es fallen jedoch die hohen Differenzen

unter Betrachtung der einzelnen Messsituationen auf. Dabei wichen die Werte der Gruppe mit niedrigen Schmerzen im Einzelfall bis zu 200% (RMS, HS) bzw. 250% (Range, HS) von der Gruppe mit hohen Schmerzen ab. Insgesamt lagen bei diesen beiden Gruppen die größeren und häufigeren Unterschiede vor als im Vergleich von Responder vs. Non-Responder. Die Anzahl sig. Unterschiede zwischen den Subgruppen werden im zeitlichen Verlauf (Abbildung 14 und 15) sowie unter Betrachtung der einzelnen Muskelpaare (Abbildung 16 und 17) abgebildet. Auffällig ist die generell rückläufige Entwicklung sig. Unterschiede der SST-Gruppen (Abbildung 14). Hingegen zeigten hier die Responder-Gruppen größere Schwankungen (Abbildung 15). Im muskelweisen Vergleich zeigten OI (SSTlow vs. SST high) und MF (Responder vs. Non-Responder) deutliche Differenzen bei den RMS-Werten zwischen den Gruppen. Bei ES traten nahezu keine sig. Gruppenunterschiede auf.

#### 4.3.2 Subgruppenvergleich: Statik

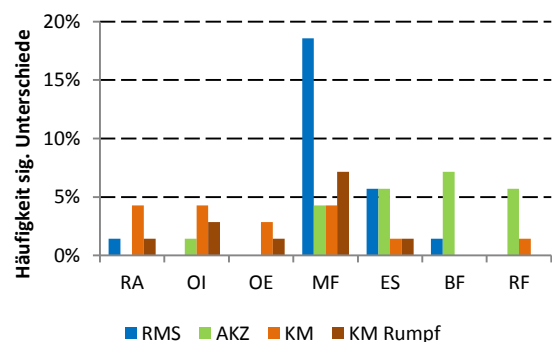


**Abbildung 18** Anzahl sig. Ergebnisse zeitpunkt-bezogene U-Tests SST low vs. SST high; statische Aufgaben



**Abbildung 20** Anzahl sig. Ergebnisse muskel-bezogene U-Tests SST low vs. SST high; statische Aufgaben

**Abbildung 19** Anzahl sig. Ergebnisse zeitpunkt-bezogene U-Tests Responder vs. Non-Responder; statische Aufgaben



**Abbildung 21** Anzahl sig. Ergebnisse muskel-bezogene U-Tests Responder vs. Non-Responder; statische Aufgaben

Bei den statischen Werten lagen insgesamt häufiger sig. Unterschiede zwischen den Gruppen vor als bei den dynamischen Werten. Diese waren über alle Messsituation und Muskeln ebenso stark verstreut. Die Tabellen 19 bis 22 des Anhangs listen alle einzelnen U-Test-Ergebnisse. Es gibt jedoch vereinzelt Auffälligkeiten. Im Vergleich der RMS Werte von SST low und SST high zeigten RA und OI bei hohen Messwinkeln der RK bis zum Zeitpunkt U2 bis zu 2,4fach (RA) bzw. 4,9fach (OI) höherer Werte bei SST low gegenüber SST high. Die zeitpunktbezogenen Analysen zeigen, dass die Häufigkeiten der Unterschiede zwischen SST low und SST high ab dem Ende der Intervention (U2) stark rückläufig waren (Abbildung 18). Die Prozentwerte beim Vergleich von Responder mit Non-Responder unterlagen hingegen deutlichen Schwankungen, wenn auch im insgesamt niedrigen Prozentniveau (Abb.19).

Die muskelweise Analyse ergab einen ähnlichen Trend wie bei den dynamischen Aufgaben (Abb. 20 & 21). Deutlich hervor stechen die Unterschiede in den RMS-Werten des OI (SST) und MF (Responder).

#### **4.4 Welche Veränderungen bewirkt die Neue RS?**

Für die Verlaufskontrolle zur Wirksamkeit der Intervention wurden alle Zeitpunkte in Relation zu U1 gesetzt. Der Vergleich zwischen U0 und U1 zeigt somit alle natürlich<sup>17</sup> eintretenden Veränderungen in den untersuchten Parametern über den Wartezeitraum von 3 Monaten auf. Zum direkten Vergleich mit Veränderungen die während der Intervention auftraten steht der Zeitraum zwischen U1 und U2. Die Vergleiche von U1 mit U3 und U4 zeigen die mittel- und langfristigen Veränderungen. Die Ergebnisse der einzelnen Wilcoxon-Tests sind im Anhang in den Tabellen 23 bis 47 kategorisiert nach Parameter und Stichprobenauswahl (Subgruppen) aufgelistet. Dabei ist eine starke Streuung im Auftreten sig. Unterschiede in allen Parametern ersichtlich. Eine systematische Veränderung in den Parametern einzelner Muskeln oder Situationen ist nicht herleitbar.

Mittels muskel- und zeitpunktbezogener Analysen wurden die Daten kumuliert und hinsichtlich des Gesamtvorkommens sig. Unterschiede betrachtet. Dabei wurde

---

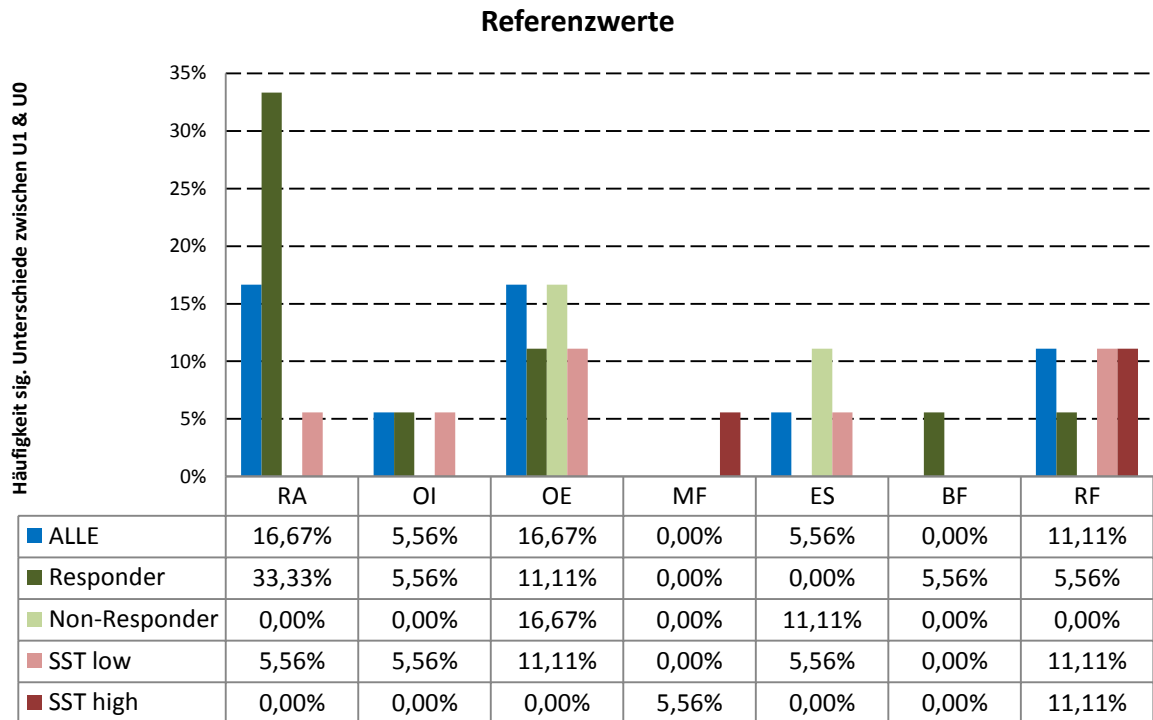
<sup>17</sup> Der Zeitraum U0-U1 bildet die natürlichen muskulär-physiologischen Veränderungen ohne Intervention ab. Es ist jedoch nicht auszuschließen, dass wie in Borys et al 2013 beschrieben, Anpassung- bzw. Veränderungseffekte durch die Erwartungshaltung der TN eingetreten sind.

ebenfalls der Wartezeitraum als Referenzwert angenommen. Abbildung 22 zeigt die Häufigkeit sig. Unterschiede für die einzelnen Muskeln bei den dynamischen Belastungen unter Einbezug aller untersuchten Parameter. Die Werte für die statischen Belastungen sind in Abbildung 27 dargestellt. Dem gegenüber wird in Abbildung 23 (Dynamik) und 28 (Statik) die durchschnittliche Anzahl sig. Veränderung aus den Untersuchungen U2 bis U4 (Post-Intervention) dargestellt. Weiterführend wurden zeitpunktbezogene Analysen für beide Belastungen (Dynamik: Abbildung 24-26; Statik: Abbildung 29-32) unter Betrachtung der einzelnen Parameter durchgeführt.

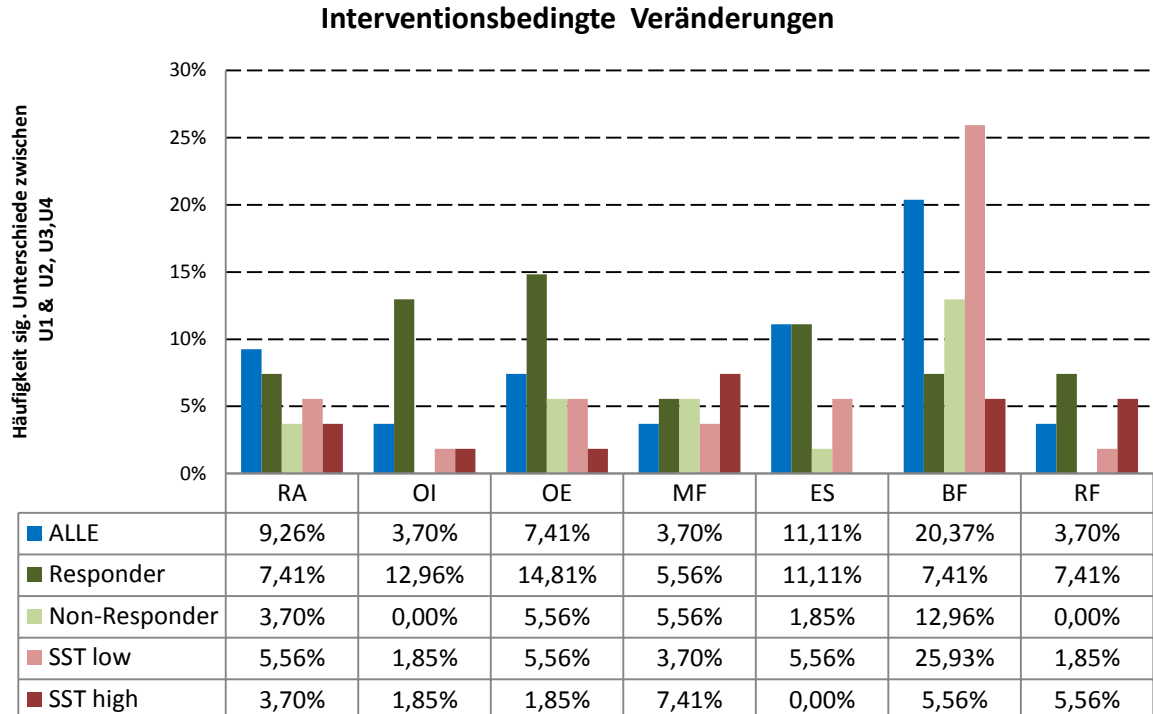
### **4.4.1 Dynamik: muskelbezogene kumulative Analyse Wilcoxon-Tests**

Im Vergleich von Abbildungen 22 und 23 sind deutliche Unterschiede in den Prozentwerten einzelner Muskeln erkennbar. Im Wartezeitraum lagen mit 33% die meisten sig. Veränderungen bei RA in der Gruppe Responder. Im Gegensatz dazu zeigte die Gruppe SST high keine sig. Veränderung in diesem Zeitraum. Insgesamt waren die Prozentwerte für diesen Muskel in dem Zeitraum nach der RS deutlich geringer (Abb.23). Genau umgekehrt verhielt es sich mit BF. Bis auf geringe Signifikanzen in der Gruppe Responder lagen hier keine Veränderungen im Wartezeitraum vor (Abb.22). Nach der RS stiegen in allen Subgruppen die Prozentwerte sig. Veränderungen deutlich (Abb.23).





**Abbildung 22 Muskelbezogene kumulative Analyse der Häufigkeiten sig. Unterschiede zwischen U0 & U1; dynamische Belastungen, alle Parameter kumuliert**

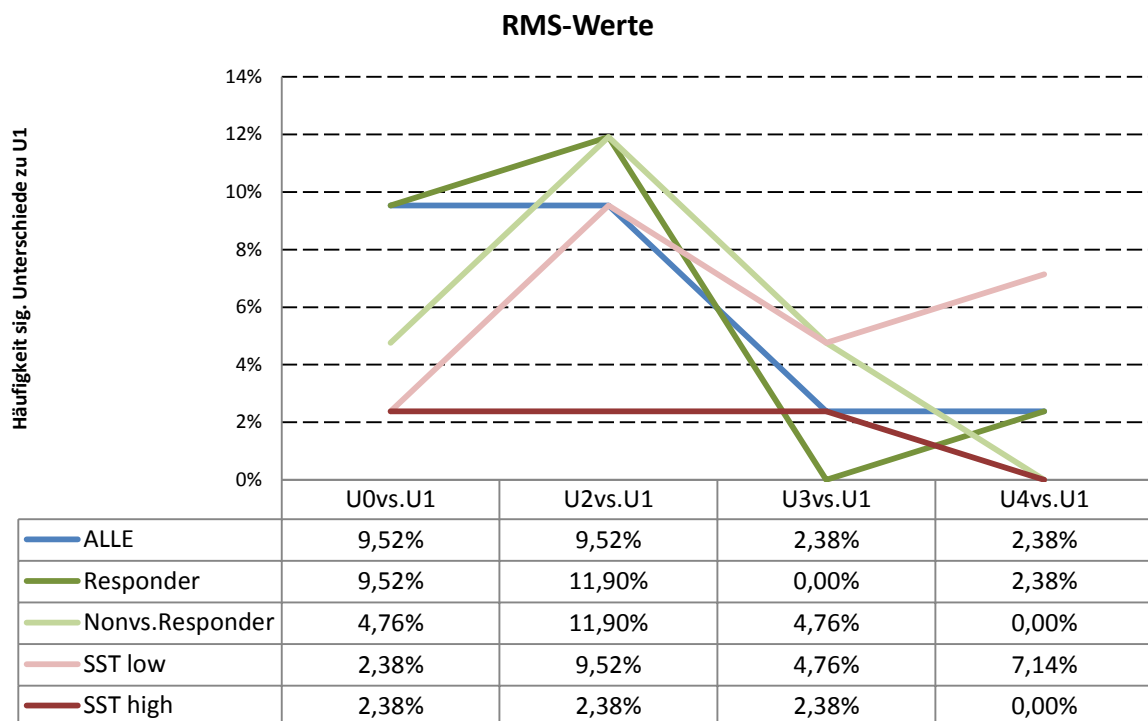


**Abbildung 23 Muskelbezogene kumulative Analyse der Häufigkeiten sig. Unterschiede zwischen U1 & MW aus U2, U3, U4; dynamische Belastungen, alle Parameter kumuliert**

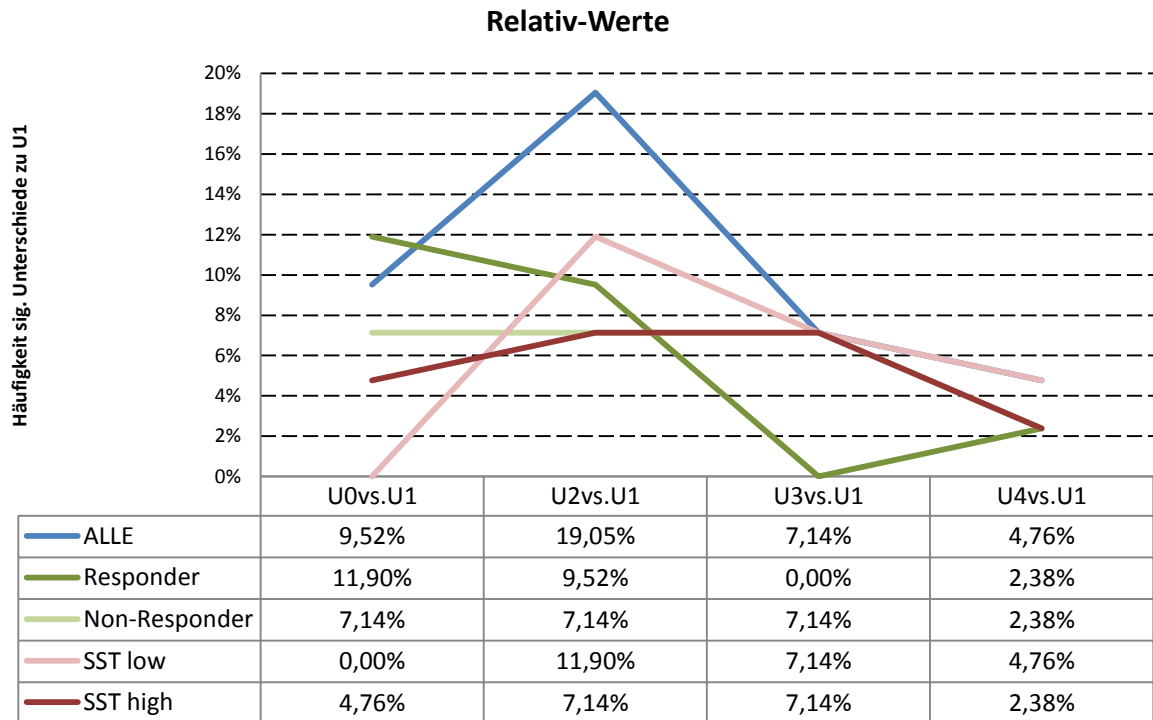
#### 4.4.2 Dynamik: zeitpunktbezogene kumulative Analyse Wilcoxon-Tests

In den Abbildungen 24-26 werden die Häufigkeiten sig. Veränderungen in den einzelnen Zeiträumen gegenübergestellt. Dabei wurde berechnet wie viele Ergebnisse zu den einzelnen Untersuchungszeitpunkten sig. Unterschiede zu U1 aufwiesen. Der interventionsfreie Wartezeitraum U0-U1 bildet die Referenzwerte als richtungsunabhängiges Variabilitätsmaß zum Vergleich aller folgenden Zeiträume.

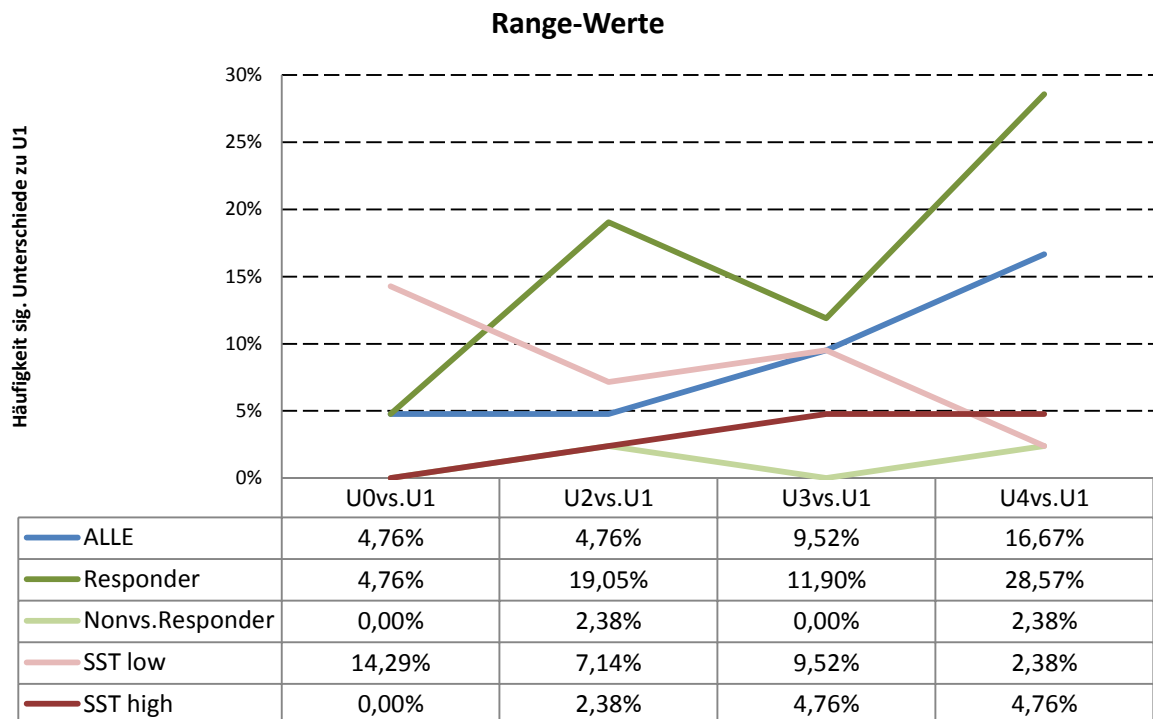
Die Prozentwerte haben durchweg keinen linearen Verlauf. Auffällig ist die Zunahme der Prozentwerte nach der Intervention (U2) und das Absinken drei Monate nach RS-Ende (U3).



**Abbildung 24** Zeitpunktbezogene kumulative Analyse der Häufigkeiten sig. Unterschiede zwischen den Messzeitpunkten in Bezug auf U1; Referenz = Prozentwerte zwischen U0 und U1; dynamische Belastungen; RMS-Werte



**Abbildung 25 Zeitpunktbezogene kumulative Analyse der Häufigkeiten sig. Unterschiede zwischen den Messzeitpunkten in Bezug auf U1; Referenz = Prozentwerte zwischen U0 und U1; dynamische Belastungen; Relativ-Werte**



**Abbildung 26 Zeitpunktbezogene kumulative Analyse der Häufigkeiten sig. Unterschiede zwischen den Messzeitpunkten in Bezug auf U1; Referenz = Prozentwerte zwischen U0 und U1; dynamische Belastungen; Range-Werte**

#### 4.4.3 Statik: muskelbezogene kumulative Analyse –Wilcoxon Tests

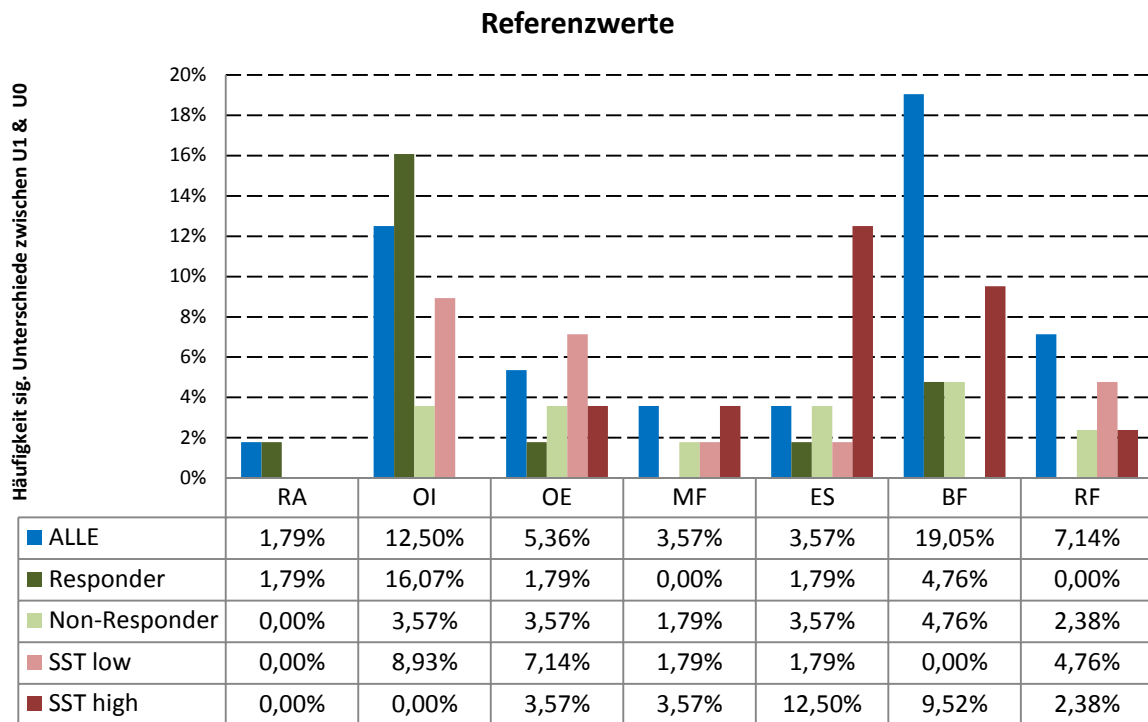


Abbildung 27 Muskelbezogene kumulative Analyse der Häufigkeiten sig. Unterschiede zwischen U0 & U1; statische Belastungen, alle Parameter kumuliert

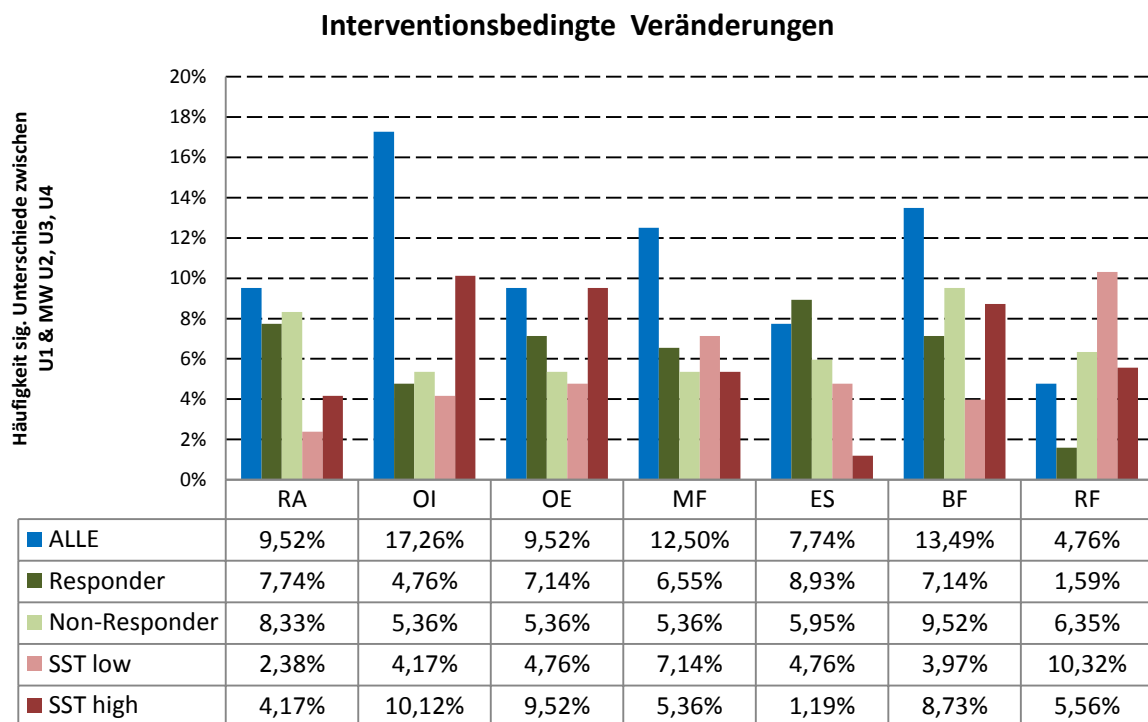
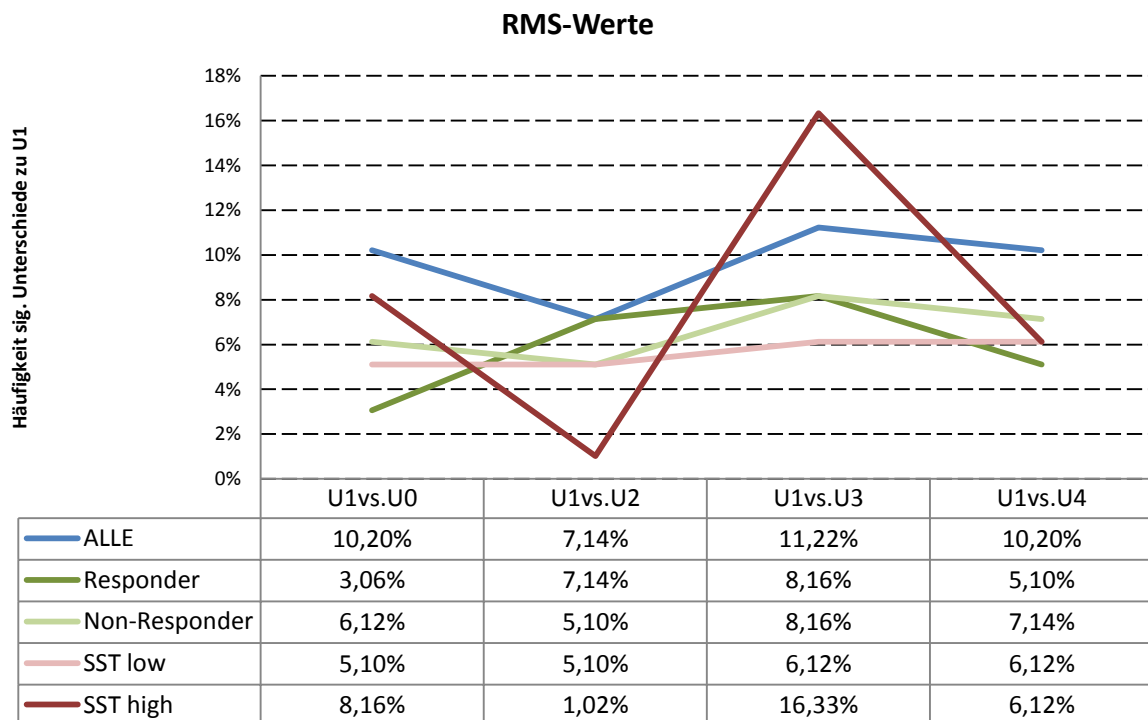


Abbildung 28 Muskelbezogene kumulative Analyse der Häufigkeiten sig. Unterschiede zwischen U1 & MW aus U2, U3, U4; statische Belastungen, alle Parameter kumuliert

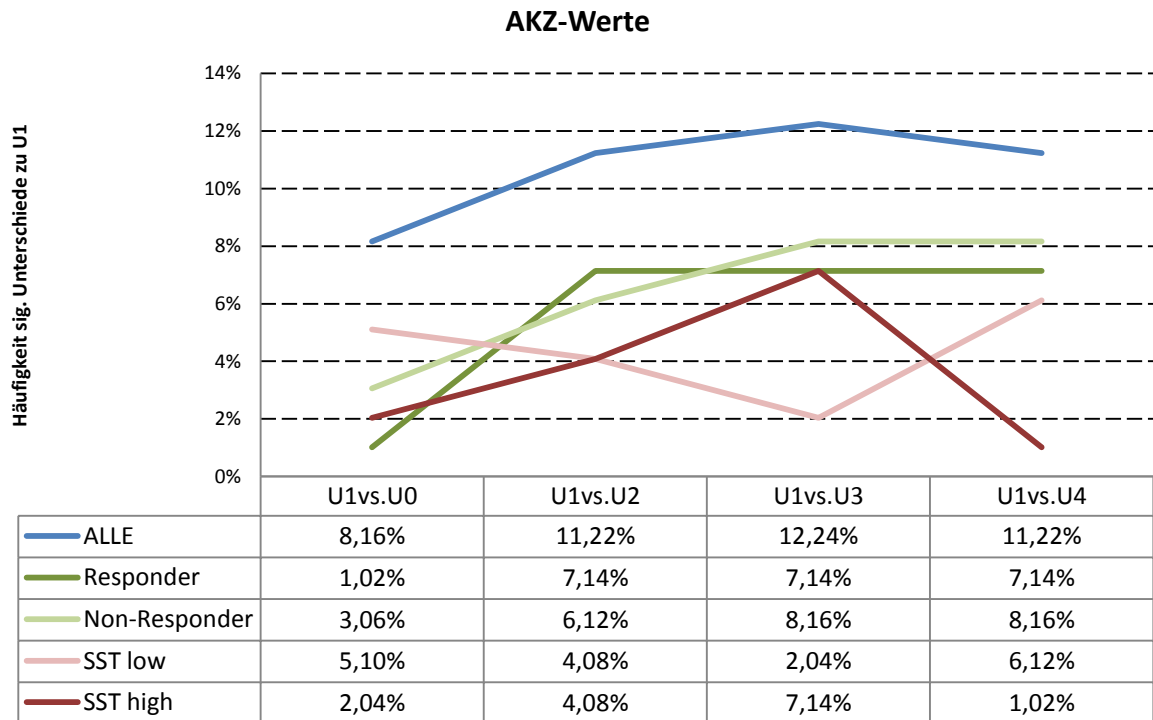
Der Vergleich der statischen Daten in Abbildung 27 mit den Daten in Abbildung 28 entspricht dem Vorgehen bei den dynamischen Daten. Am Beispiel RA sind nur geringfügige sig. Veränderungen im Wartezeitraum zu verzeichnen. Im Gegensatz dazu stiegen die Prozentwerte im Zeitraum nach der RS auf bis zu 9,5%. Auffällig sind weiterhin die hohen Prozentwerte von OI und BF. ES verzeichnete in der Gruppe SST high im Wartezeitraum sig. Veränderungen von insgesamt 12,5% aller Tests. Nach RS-Ende lagen die Prozentwerte nur noch bei 1,2%.

#### 4.4.4 Statik: zeitpunktbezogene kumulative Analyse Wilcoxon Tests

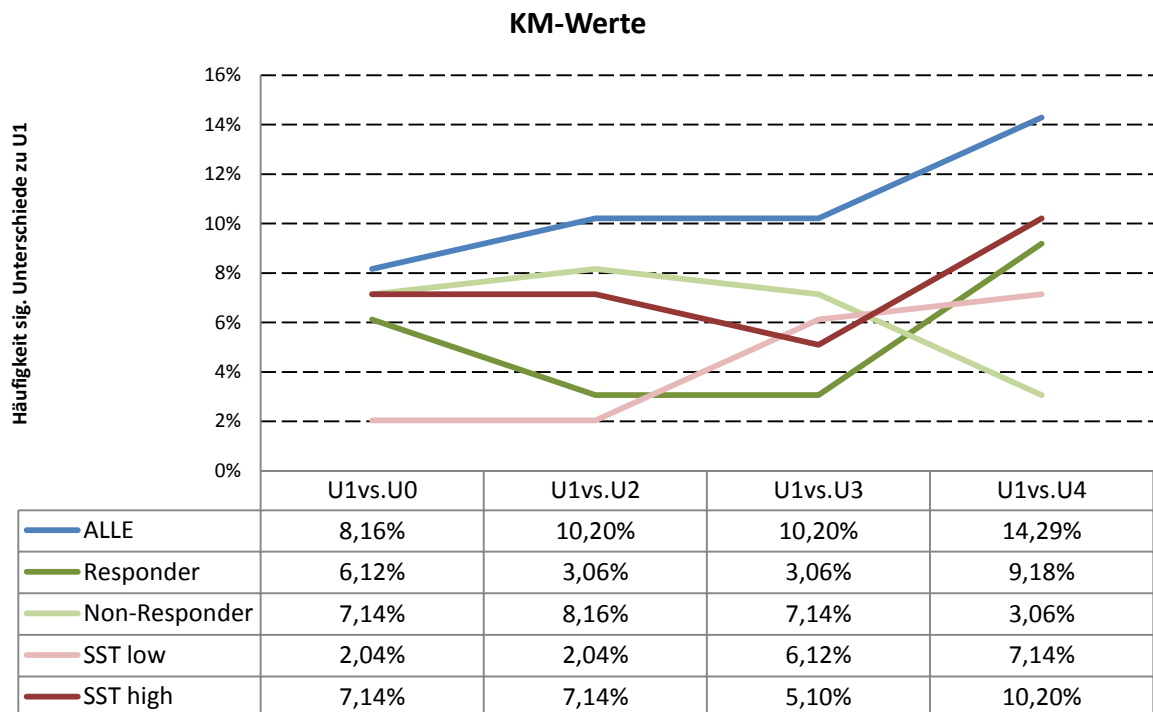
Der Vergleich aller Untersuchungszeitpunkte mit U1 wird für die einzelnen Parameter in den Abbildungen 29 bis 32 dargestellt. Dabei unterliegen die Werte unterschiedlich stark ausgeprägten Schwankungen. Die prägnantesten Unterschiede in den Prozentwerten lagen in der Gruppe SST high bei den RMS-Werten vor. Insgesamt betrachtet war die Anzahl sig. Unterschiede zwischen U1 und U4 größer als zwischen U1 und U0.



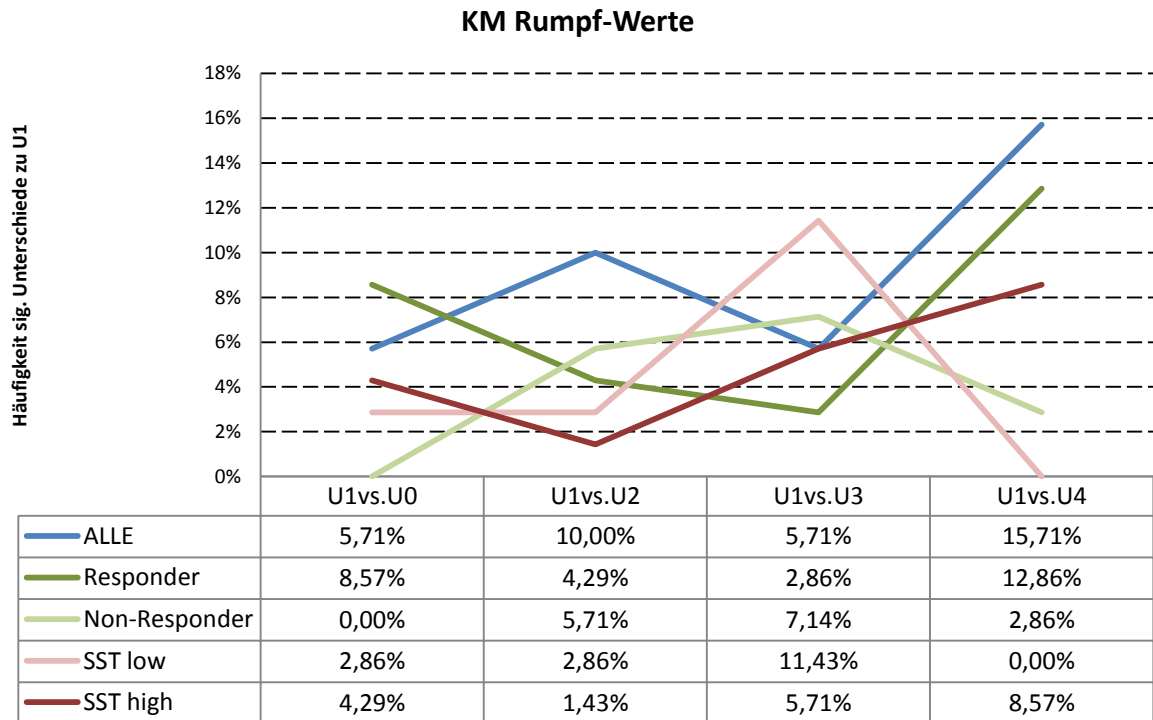
**Abbildung 29** Zeitpunktbezogene kumulative Analyse der Häufigkeiten sig. Unterschiede zwischen den Messzeitpunkten in Bezug auf U1; Referenz = Prozentwerte zwischen U1 und U0; statische Belastungen; RMS-Werte



**Abbildung 30** Zeitpunktbezogene kumulative Analyse der Häufigkeiten sig. Unterschiede zwischen den Messzeitpunkten in Bezug auf U1; Referenz = Prozentwerte zwischen U1 und U0; statische Belastungen; AKZ-Werte



**Abbildung 31** Zeitpunktbezogene kumulative Analyse der Häufigkeiten sig. Unterschiede zwischen den Messzeitpunkten in Bezug auf U1; Referenz = Prozentwerte zwischen U1 und U0; statische Belastungen; KM-Werte



**Abbildung 32 Zeitpunktbezogene kumulative Analyse der Häufigkeiten sig. Unterschiede zwischen den Messzeitpunkten in Bezug auf U1; Referenz = Prozentwerte zwischen U1 und U0; statische Belastungen; KM Rumpf-Werte**

#### 4.5 Unterscheiden sich die OEMG-Daten zwischen den IG und KG? – Tests für nicht verbundene Stichproben

Alle Werte der IG und der KG wurden auf Unterschiede anhand nichtparametrischer U-Tests untersucht. Sämtliche Berechnungen wurden kategorisiert nach Belastungsart, Parameter und Muskel in Tabellen zusammengefasst und sind im Einzelnen dem Anhang XXVI-XXXVIII zu entnehmen. Die registrierten Messdaten zeigten eine hohe individuelle Variabilität. Dadurch lag eine Vielzahl sig. Differenzen in unterschiedlicher Höhe und Richtung vor. Eine muskel- oder aufgabenübergreifende Systematik im Vorkommen sig. Unterschiede war im Gesamtbild der Daten jedoch nicht nachweisbar, weder vor noch zu einem Messzeitpunkt nach der RS.

Das bedeutet, es lagen sig. Unterschiede zwischen den Gruppen vor der Intervention bei verschiedenen Testsituationen und Muskeln vor. Diese variierten jedoch in Vorkommen und Höhe bereits innerhalb des Wartezeitraumes. Andererseits gab es eine Vielzahl unterschiedlicher Varianten im weiteren Vorkommen der Signifikanzen.

Nach Beendigung der RS traten die nachgewiesenen Unterschiede zunächst nicht mehr, sondern zu einem weiteren Untersuchungszeitpunkt auf, oder es lagen zum Teil Unterschiede durchgängig über alle Zeitpunkte hinweg vor. Es waren diesbezüglich keine muskelspezifischen Muster nachweisbar.

Auffällig ist jedoch bei den Propriomed-Daten Tabelle 58 (XXXI). Im Parameter Range lagen bei der Situation HS durchgängig geringere Werte in MF und BF seitens der IG gegenüber der KG vor. ES und RF zeigten ähnliche Differenzen auf. Diese verschwanden jedoch ab dem Zeitpunkt U3.

Auch unter Betrachtung der einzelnen Subgruppen waren zwar unterschiedliche, aber dennoch nicht-systematische Muster im Auftreten der Signifikanzen zu erkennen.

Auffällig sind die unterschiedlich ausgeprägten Differenzen. So lagen die Werte der dynamischen Daten im Parameter RMS und Range insgesamt deutlich unter den Werten der KG. Bei den Relativ-Werten verhielt es sich umgekehrt.

Die folgend dargestellten muskel- und zeitpunktbezogenen Analysen zeigen wie viele der durchgeführten Tests sig. Ergebnisse aufwiesen. Dadurch wird deutlich, welche Muskeln die meisten sig. Differenzen zwischen den Gruppen aufzeigten aber auch zu welchem Untersuchungszeitpunkt die meisten bzw. geringsten Unterschiede auftraten. Bei den muskelbezogenen Analysen wurden die Ergebnisse aller Parameter und Messzeitpunkte für den einzelnen Muskel kumuliert und berechnet wie hoch jeweils davon der Anteil sig. Unterschiede zwischen IG und KG war. Bei den zeitpunktbezogenen Analysen wurden die Ergebnisse aller Parameter und Muskeln für den einzelnen Messzeitpunkt kumuliert und berechnet wie hoch jeweils davon der Anteil sig. Ergebnisse war.

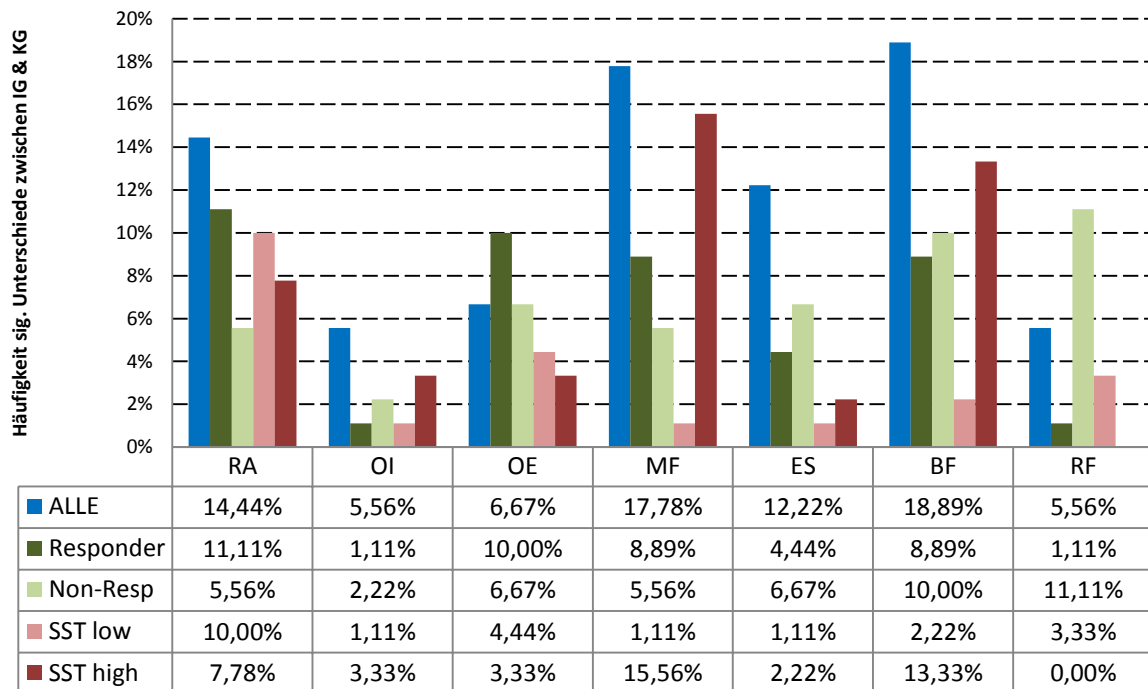
Die Analysen erfolgten für die gesamte Stichprobe sowie getrennt für alle Subgruppen.



#### 4.5.1 Dynamische Belastungen

##### 4.5.1.1 IG vs. KG - Muskelbezogene kumulative Analyse

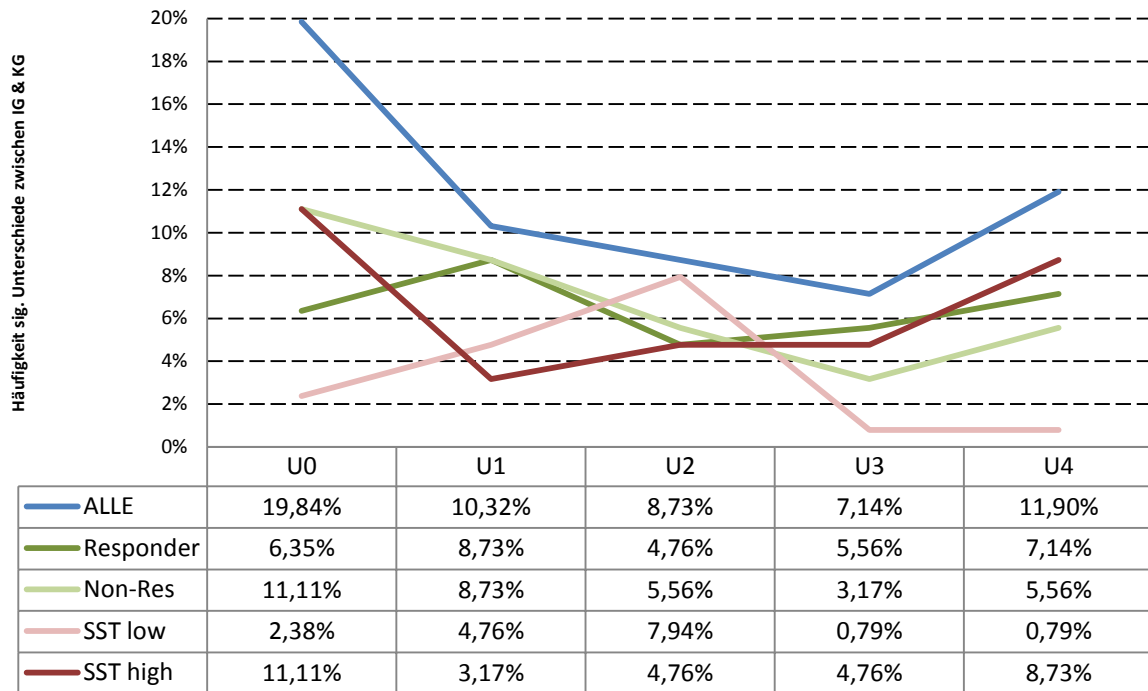
Auffälligste Muskeln in der Gesamtbetrachtung aller U-Tests der dynamischen Testreihen (Abbildung 33) waren BF, MF, RA und ES mit Prozentwerten bis zu 19%. Weiterhin fallen starke Unterschiede zwischen den einzelnen Subgruppen auf. Beispielsweise lagen bei SST high Unterschiede im MF in ca. 16% aller Tests vor. Im Gegensatz dazu wiesen bei SST low nur 1% aller Tests sig. Differenzen zur KG auf. Ähnlich sind die Verteilungen der Häufigkeiten bei RF in den Gruppen Responder und Non-Responder.



**Abbildung 33 Muskelbezogene kumulative Analyse der Häufigkeiten sig. Unterschiede zwischen IG &KG: dynamische Belastung, alle Parameter & Zeitpunkte kumuliert**

#### 4.5.1.2 IG vs. KG – Zeitpunktbezogene kumulative Analyse

Die zeitpunktbezogene Analyse in Abbildung 34 verdeutlicht dass es bereits im Wartezeitraum größere Schwankungen im Auftreten sig. Unterschiede gab. Die wenigsten Signifikanzen lagen zum Zeitpunkt U3 vor.



**Abbildung 34** Zeitpunktbezogene kumulative Analyse der Häufigkeiten sig. Unterschiede zwischen IG & KG: dynamische Belastung; alle Parameter & Muskeln kumuliert

## 4.5.2 Statische Belastungen

### 4.5.2.1 IG vs. KG – Muskelbezogene kumulative Analyse

Die Prozentniveaus waren insgesamt deutlich höher als bei den dynamischen Werten. Prägnanteste Unterschiede zur KG zeigten vor allem MF, BF und ES (Abbildung 35). Auch hier liegen deutliche Differenzen zwischen den einzelnen Subgruppen vor.

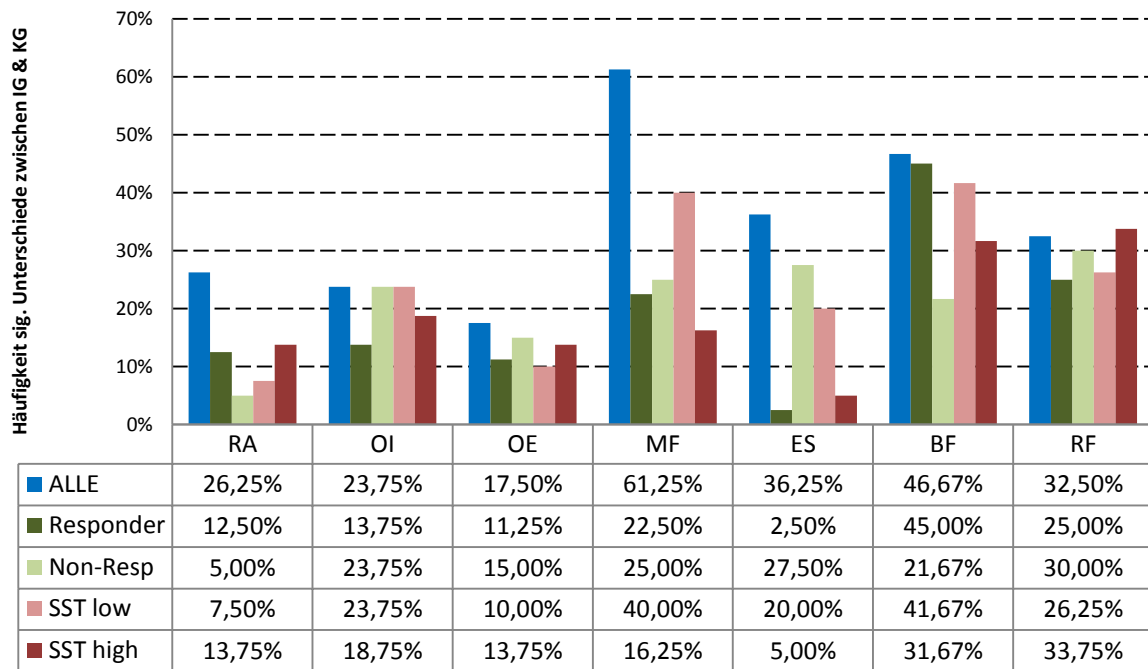
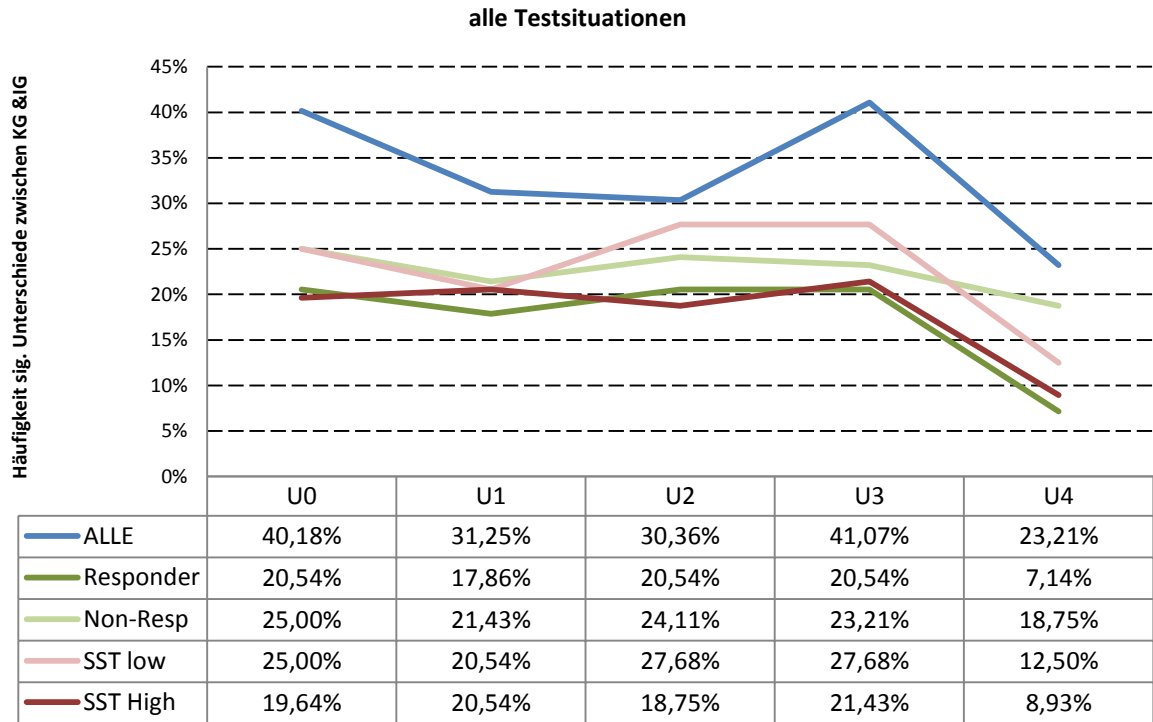


Abbildung 35 Muskelbezogene kumulative Analyse der Häufigkeiten sig. Unterschiede zwischen IG & KG: statische Belastung, alle Parameter & Zeitpunkte kumuliert

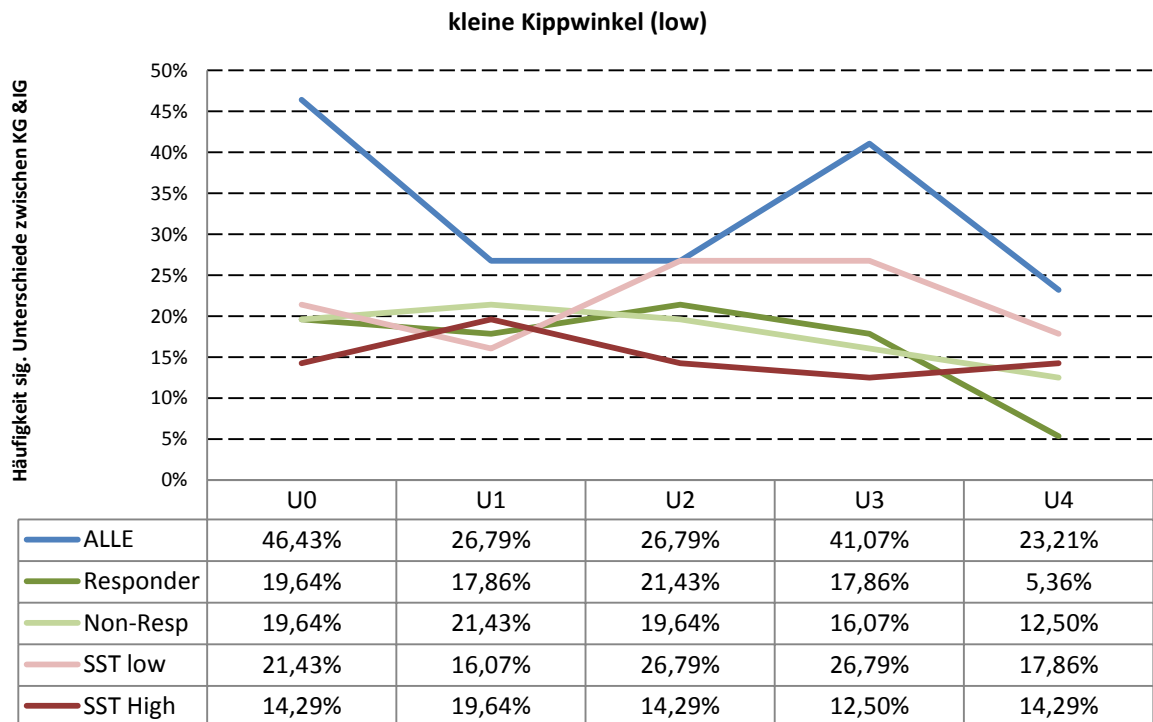
### 4.5.2.2 IG vs. KG - Zeitpunktbezogene kumulative Analyse

In der zeitpunktbezogenen Analyse wurden alle Testsituationen betrachtet (Abbildung 36) sowie die Unterscheidung zwischen großen und kleinen Kippwinkeln (Abbildung 37 & 38). Im Wartezeitraum blieben die Prozentwerte bei den großen Kippwinkeln konstanter als bei den kleinen. Bei den anderen Zeitpunkten zeigten sie einen ähnlichen Verlauf.

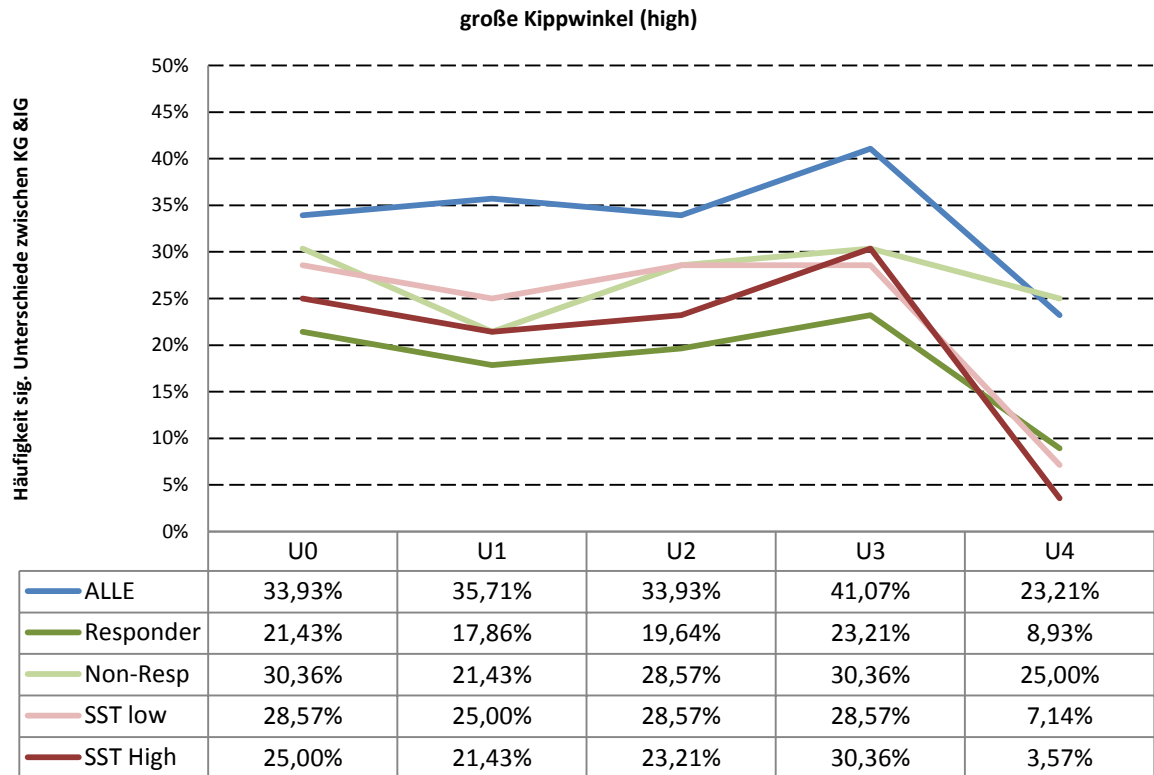
Direkt nach der Intervention (U2) lagen kaum Veränderungen in Bezug zum Ausgangszeitpunkt U1 vor. Tendenziell erhöht sich die Anzahl sig. Unterschiede zum Zeitpunkt U3. Ein Jahr nach der Intervention (U4) sind die Häufigkeiten sig. Unterschiede deutlich reduziert d.h. die Messwerte der IG haben sich den Werten der KG angeglichen.



**Abbildung 36 Zeitpunktbezogene kumulative Analyse der Häufigkeiten sig. Unterschiede zwischen IG & KG: statische Belastung, alle Parameter & Muskeln kumuliert; alle Testsituationen**



**Abbildung 37 Zeitpunktbezogene kumulative Analyse der Häufigkeiten sig. Unterschiede zwischen IG & KG: statische Belastung, alle Parameter & Muskeln kumuliert; kleine Kippwinkel (low)**



**Abbildung 38** Zeitpunktbezogene kumulative Analyse der Häufigkeiten sig. Unterschiede zwischen IG & KG: statische Belastung, alle Parameter & Muskeln kumuliert; große Kippwinkel (high)

## 5 Diskussion

Hinsichtlich der Kosteneffektivität von rücken-spezifischen Präventionsmaßnahmen gibt die AG Prävention der Bertelsmann Stiftung anhand einer ökonomischen Evaluation folgende Einschätzung (Lühmann und Schmidt 2007):

*Der Mangel an verlässlichen Daten hat mit einem grundlegenden Methodenproblem auf dem Gebiet der Gesundheitsförderung zu tun: Gesunde Menschen gesund zu erhalten, bringt kurzfristig keinen messbaren Effekt. Gesundheitsverbesserungen bei kranken Menschen lassen sich demgegenüber deutlich leichter belegen. Um Unterschiede aufgrund von Präventionsmaßnahmen sicher zu entdecken, sind Untersuchungen mit einem hinreichend großen Zeithorizont erforderlich.*

*Die Follow-up-Spannen der meisten Studien zur Rückenschmerzprävention reichen jedoch nur von einigen Tagen bis zu zwei Jahren. Interessant wäre vor allem eine Langzeitevaluation von therapeutischen Maßnahmen bei Patienten, die ein hohes Chronifizierungsrisiko aufweisen.*

Der hier besagte „Mangel an verlässlichen Daten“ entspricht dem aufgeführten Defizit wissenschaftlicher Wirksamkeitsnachweise. Eine kurze Darstellung ausgewählter Literatur<sup>18</sup> soll dieses Problem verdeutlichen. Tabelle 15 gibt einen Überblick an international durchgeführten Studien zu Rückenschulprogrammen in chronologischer Reihenfolge seit den 1980er Jahren. Die Auswahl der dargestellten Studien erfolgte einerseits danach, ob sie entsprechend der Richtlinien der evidenzbasierten Medizin eine Evidenzstärke von 1a oder 1b aufwiesen (Helou et al. 1998) und andererseits, ob eine Probandenanzahl von mindestens 20 angegeben wurde (Czisch 2012).

In der Literaturanalyse von Czisch werden die Studien wie folgt beurteilt:

*„Insgesamt gab es 15 Studien, welche die Wirksamkeit der Rückenschule belegten. Drei Studien waren sich unschlüssig über die Effektivität der Rückenschule. Acht Studien wiesen keine Wirksamkeit der Rückenschule auf.“*

---

<sup>18</sup> Die Schlagwortsuche nach Rückenschule + Evaluation und verwandten Begriffen (auch in englischer Sprache) via Pub Med & Google Scholar zeigte 58 Studien, acht Reviews, drei Metaanalysen und eine Expertise von denen eine engere Auswahl getroffen wurde

*Die Programmart war in sechs Fällen ausschließlich bildender Natur. In 19 Studien wurde das Programm mit Bildung und Training kombiniert. Eine Studie beschäftigte sich mit der Rückenschule als reine Trainingsintervention. Dabei waren die Einheiten der Interventionen stark unterschiedlich. Fünf Studien hatten weniger als fünf Einheiten. Von den restlichen zehn Studien waren im Bereich fünf bis acht Einheiten drei, neun bis zwölf Einheiten drei, 13 bis 16 Einheiten eine und 17 bis 20 Einheiten drei Studien vertreten. Elf Studien gaben keine Auskunft über die Anzahl der Einheiten.*

*Die Studiendauer war bei zwölf Studien kürzer als ein Jahr. Acht der 26 Studien hatten eine Laufzeit von einem Jahr. Vier Studien beschreiben eine Beobachtungszeit von länger als zwei Jahren. Zwei Studien gaben keine Auskunft über die Dauer der Beobachtung.*

*Insgesamt wurden 22 Messvariablen gezählt. (...)*

*Beim Betrachten dieser Punkte kann davon ausgegangen werden, dass die Wirksamkeit noch nicht eindeutig geklärt ist. Die Wirksamkeit der Rückenschule eindeutig zu beschreiben wird zudem durch den Punkt erschwert, dass in 60–90% der Fälle der Rückenschmerz wieder von ganz allein verschwindet (Coste et al. 1994), denn ein Hauptkriterium der meisten Studien ist die gemessene Schmerzreduktion. Erschwerend dazu wirkt sich der insgesamt lange Zeitraum der verschiedenen Interventionen aus, sodass eine natürliche Variabilität im Wohlbefinden und der Schmerzwahrnehmung in der Ergebnisinterpretation zu beachten ist.“ (Czisch 2012).*

**Tabelle 15 Die Wirksamkeit von Rückenschulen (Czisch, 2012)**

wirksam	unschlüssig	unwirksam
Moffet (1986), Harkapaa (1990), Hurri (1998), Lonn (1999) Glomsrod (2001), Penttinen (2002), Weiß (2004), Streicher (2005), Maul (2005) Andrade(2008), Meng (2009), Padua (2009) Cecchi (2010), Morone (2011), Sahin (2011)	Sirles (1991) Schenk (1996) Ribeiro (2008)	Lankhorst (1983) Lindequist (1984) Donchin (1990), Keijsers (1990) Stankovic (1995) Leclaire (1996), Daltroy (1997) van der Roer (2008)

Da es sich hierbei bereits um eine Vorauswahl vergleichsweise wissenschaftlich hochwertiger Studien handelt, wird der erhebliche Mangel an praxisrelevanten Einschätzungen zur Wirksamkeit von Rückenschulen nachvollziehbar.

Größter Kritikpunkt ist hierbei der Vergleich von Programmen mit ganz unterschiedlicher Konzeptionierung, sodass letztlich die Wirksamkeit anhand verschiedener Methoden verglichen wurde, jedoch erfolgte prospektiv keine Definition oder gar Standardisierung zu dem Setting, Art, Dauer und Inhalt eines Gruppenprogramms mit der Bezeichnung „Rückenschule“. Die durch die KddR repräsentierte bundeseinheitliche Übereinkunft zur Neudefinition von Rückenschulprogrammen stellt diesbezüglich einen Standard für qualitativ hochwertige Präventionsmaßnahmen dar.

Die vorliegende Studie wird darüber hinaus der Nachfrage einer wissenschaftlichen Wirksamkeitsüberprüfung dieses Standards gerecht. Dabei wurde die biopsychosoziale Konzeptionierung der Rückenschule aber auch die muskulär-physiologischen Besonderheiten von Patienten mit CURS beachtet. Dieses Vorgehen entspricht den Anforderungen der Expertenübereinkunft des „Twelfth International Forum for Primary Care Research on Low Back Pain“ in Dänemark 2012 (Pincus et al. 2013) welche von den Autoren wie folgt kommentiert werden:

*“Progress has also been compromised by lack of clarity about the selection of appropriate outcomes. Thus, the experience of back pain per se and the consequential disability and loss of social participation, such as work absence are often confused in studies. These domains of health status are only weakly associated and one should not be considered to be a proxy for the others. For example, a certain level of back pain intensity may occur in one patient with significant pain-related disability and work absence, while another patient with an equal level of pain may continue to have an active life without loss of work participation. Thus in a study that used work participation as the outcome, the first patient would be classified as having a poor outcome and the second a good outcome, whereas in a study focusing on pain intensity, both would be classified as having a poor outcome. **Such examples highlight the need for multi-domain assessment and interpretation in clinical studies.**”* (Pincus et al. 2013).

Im Folgenden werden die Ergebnisse dieser Arbeit diskutiert.



### 5.1 Verlaufskontrolle der OEMG-Parameter

Erste Ergebnisse brachte die Friedman-Analyse, mit der mögliche situations- oder muskelübergreifende Veränderungen aufgezeigt werden sollten. Es musste festgestellt werden, dass die Anzahl sig. Ergebnisse gering ausfiel. Weiterhin zeigte die Friedman-Analyse, dass die Intervention bei den untersuchten Muskeln insgesamt zu keiner systematischen, sig. Veränderung während der dynamischen sowie statischen Testaufgaben geführt hat.

Die hohe Dropout-Rate der Probanden wäre eine mögliche Erklärung für die geringen Effekte. Ein weiterer Erklärungsansatz ist die Berechnung aller Veränderungen des gesamten Untersuchungszeitraums von U1 bis U4 durch die Friedman-Analyse, die die entsprechende Korrektur für Mehrfachvergleiche enthält. Einzelvergleiche bestimmter Zeiträume wurden hier noch nicht durchgeführt, wodurch eine Beurteilung eines möglichen Interventionseinflusses auf die Parameter nicht gegeben ist.

### 5.2 Ausgleich von Seitenasymmetrien

Anhand der Messwerte waren keine interventionsbedingten Veränderungen von Asymmetrien anhand der Messwerte nachweisbar. Erklärend steht hierzu die ohnehin sehr hohe Datenvariabilität, die eine Aufklärung von relevanten Seitendifferenzen nicht zulässt. Unabhängig davon liegen die aufgezeigten natürlichen Schwankungen über dem durch die Intervention hervorgerufenen Anpassungs- bzw. Veränderungsgrad.

#### 5.2.1 Dynamik

Zur Erstuntersuchung zeigen lediglich 5% aller Messwerte sig. Seitenunterschiede zwischen linker und rechter Muskulatur. Drei Monate später zu U1 sind es 12%.

Der Wartezeitraum U0 zu U1 weist eine Differenz um 6% auf, d.h. es kann davon ausgegangen werden, dass diese Schwankung aufgrund fehlender Interaktion normal ist. Die spätere Reduktion auf 7% wird durch diesen Umstand relativiert und es kann vermutet werden, dass die gesamten Veränderungen auch ohne Intervention aufgetreten wären. Interessant ist die dennoch deutliche Erhöhung in der Anzahl sig. Seitendifferenzen zum Ende der RS. Zum Zeitpunkt U3 werden die

meisten Signifikanzen (21%) nachgewiesen. Verglichen mit der KG ist dieses Ergebnis als normativ einzuschätzen. Ein Beweis steht durch die fehlende Vergleichsgruppe aus und der Vergleich mit der Verlaufskurve von Gesunden war durch das Studiendesign nicht möglich.

Die Aufschlüsselung der Häufigkeiten nach den einzelnen Muskeln zeigt, dass die Bauchmuskulatur in der IG keine (OI) bis sehr wenige (RA, OE) Seitenunterschiede aufweist. Außer für OE trifft dies auf für die KG zu. Mit 37% liegen für MF die häufigsten Signifikanzen vor, die ausschließlich ab U1 auftreten. Dieser Wert relativiert sich im Vergleich zur KG, denn hier lagen bei der Hälfte aller Tests sign. Seitendifferenzen vor.

### 5.2.2 Statik

Bei den statischen Untersuchungen weisen 12% (U0) bzw. 18% (U1) aller Tests sig. Seitenunterschiede auf. Somit ist wie auch bei den dynamischen Tests davon auszugehen, dass es im Wartezeitraum natürliche und/oder anhand der Methoden nicht abgreifbare Veränderungen gibt. Somit wird die Reduktion der Seitendifferenzen im Zeitraum nach der RS relativiert und kann nicht einer Wirkung durch die Intervention zugesprochen werden.

Die muskelbezogene Analyse zeigt, dass bei statischen Belastungen vor allem RA und MF starke Seitendifferenzen v.a. in kleineren Winkeln (low) auftreten. Die Auffälligkeit der Muskeln ist bereits in Studien dokumentiert.

Für die KG liegt zwar für RA ein noch größerer Prozentwert (36%) vor, aber keine sig. Seitendifferenzen für MF.

### 5.3 Rückenschulbedingte Veränderungen der OEMG-Parameter

Mittels Wilcoxon-Tests wurden die Werte der einzelnen Untersuchungszeitpunkte miteinander verglichen. Um eventuelle interventionsabhängige Veränderungen besser beurteilen zu können wurden die Differenzen, die sich im Wartezeitraum ergaben, als Bewertungsgrundlage genommen.

### 5.3.1 Dynamik

Belastbare Aussagen bezüglich der Veränderungsvariablen sind infolge der enormen Varianzen innerhalb der mit dem Propriomed getesteten Gruppe unmöglich, da Veränderungen im zeitlichen Verlauf der neuen RS wegen der variablen inter- sowie intraindividuellen Koordinationsmuster nicht darzustellen sind, sodass ein eindeutiger Nachweis des Einflusses der neuen RS auf die Koordinationsfähigkeit mit diesem Evaluationsverfahren nicht erbracht werden konnte.

Dennoch gab es Auffälligkeit in der Gesamtbetrachtung der Daten. Zum einen erhöhte sich ab U2 die Anzahl statistisch relevanter Unterschiede sowohl bei der muskelbezogenen als auch bei der zeitpunktbezogenen Analyse im Vergleich zum Wartezeitraum. D.h. erwartungsgemäß sind die Werte im Wartezeitraum bis auf die Ausnahmen RA und OE relativ stabil geblieben. Die Zunahme sig. Veränderung der Messwerte im Zeitraum nach der RS sprechen für eine interventionsbedingte Wirkung, auch wenn eine bestimmte Systematik aufgrund der hohen Datenvariabilität nicht genauer definierbar ist. Dies spiegelt sich zum anderen auch in den Zeitverlaufskurven wider. Dabei steigt auf relativ niedrigem Prozentniveau (max. 12%) die Anzahl sig. Differenzen der RMS- und Relativ-Werte wobei sich die Daten nach weiteren drei Monaten (U3) der Ausgangssituation (U1) wieder annähern. Daraus kann eine geringfügige kurzfristige Reaktion auf die Intervention abgeleitet werden.

Weiterhin wird deutlich, dass in der Gruppe SST high nahezu keine Veränderungen vorliegen, weder im Wartezeitraum, noch danach. Eine mögliche Erklärung wäre die Annahme, dass diese Personen einen spezifischen Schmerz aufgrund ungeklärter Pathologien aufwiesen. Beim Ein- und Ausschlussverfahren der Probenakquise konnten diesbezüglich keine diagnostischen Kontrollen durchgeführt werden. Weiterhin ist denkbar, dass die erhöhte Schmerzstärke zu bereits langfristig manifestierten stereotypen Bewegungsmustern führte, für deren Auflösung die Impulse der Rückenschule zu schwach waren. Aufgrund der Bildung der Subgruppen wurden die Probandenzahlen jeweils drastisch reduziert, wodurch auch die statistische Aussagekraft stark relativiert wird und nur als Tendenz zu werten ist.

Es ist zu berücksichtigen, dass in den Rückenschulkursen das Propriomed explizit nicht verwendet wurde und somit nur Transfereffekte gemessen wurden. Möglicherweise fanden dennoch Beeinflussungen im Bereich der tiefen

Rumpfmuskulatur durch die Neue RS statt, die sich aber der Diagnose mittels OEMG entziehen, da die tiefen Rumpfmuskeln mittels OEMG nicht erfassbar sind.

### 5.3.2 Statik

Bei den statischen Tests liegen ebenfalls erheblich interindividuelle Varianzen der Messwerte vor. Insgesamt ist die Anzahl sig. Ergebnisse höher als bei den dynamischen Tests aber auch hier ist die Formulierung einer bestimmten Systematik nicht möglich. Die muskelbezogene Analyse zeigt, dass bereits im Wartezeitraum sig. Veränderungen in bis zu 19% (BF) aller Ergebnisse stattfanden. Wie auch bei den dynamischen Tests ist im Zeitraum nach der RS eine geringe Zunahme sig. Unterschiede gegenüber der Referenzuntersuchung (U1) zu verzeichnen.

Die zeitpunktbezogene Analyse spiegelt die insgesamt niedrige Anzahl sig. Ergebnisse wider. Dabei zeigen die Kurven der einzelnen Parameter in Bezug auf alle Probanden nur geringe Unterschiede zwischen den Messzeitpunkten. Innerhalb des geringen Prozentniveaus fallen Gruppenunterschiede auf, wobei die Gruppe SST high den größten Schwankungen unterliegt.

## 5.4 Unterschiede zwischen IG und KG

Die angegebenen Prozentwerte dieser Arbeit weichen von den Angaben durch Tutzschke et al. (2014) ab, da unterschiedliche Schritte der Datenkumulation vorgenommen wurden. Die Datenlage und deren Aussage bleiben aber unverändert.

### 5.4.1 Dynamik

#### 5.4.1.1 Muskelbezogene Analyse

Für Personen mit unspezifischem Rückenschmerz wurden in verschiedenen Studien koordinativ-muskuläre Probleme dokumentiert. Die vorliegenden Ergebnisse weisen jedoch darauf hin, dass die Problematik nicht allein in der Koordination zu begründen ist, da die Anteile sig. Ergebnisse gering ausfallen. Immerhin zeigen den höchsten Anteil sig. Ergebnisse bei den dynamischen Tests BF in 19% sowie MF in 18% aller Werte. Damit wird die wichtige Rolle von MF bei der CURS-Pathogenese unterstrichen. Der große Unterschied zwischen SST high (16%) und SST low (1%) deutet ebenfalls auf eine schmerzabhängige Veränderung in den OEMG-Parametern hin, kann aber nicht genauer spezifiziert werden.

#### 5.4.1.2 *Zeitpunktbezogene Analyse*

Die Anzahl sig. Ergebnisse hat sich innerhalb des Wartezeitraumes halbiert. Die starke Reduktion in diesem Zeitraum trifft insbesondere für SST high zu. Die prozentualen Veränderungen ab U1 sind marginal. Damit kann für die dynamischen Daten bestätigt werden, dass die Anzahl sig. Unterschiede zur KG anfänglich (U0) relativ hoch ist. Allerdings wird dieser Unterschied durch die starke Reduktion im Vorkommen sig. Ergebnisse zu Zeitpunkt U1 deutlich relativiert. Es zeigen sich minimale Reduktionen der Prozentwerte zu U3. Zum Zeitpunkt U4 steigen die Prozentwerte wieder bis auf das Niveau von U0 bzw. U1. D.h. es hat langfristig bei den Werten der dynamischen Tests insgesamt zu keiner ausschlaggebenden Anpassung an die KG gegeben. Die Verlaufskurve von SST low bestätigt jedoch die Hypothese einer langfristigen Anpassung. Ab U3 unterscheidet sich diese Gruppe in weniger als 1% aller Tests sig. von Gesunden. Zu beachten ist bei dieser Beurteilung, dass die Werte in U0 bei 2% und in U1 bei 5% lagen wodurch die Aussage zu einer längerfristigen Anpassung statistisch kaum relevant ist.

Die Testreihen dynamischer Belastungen sind folglich den Untersuchungsergebnissen in ihrer Aussagekraft als Untersuchungsinstrument von jenen der statischen Belastungen abzugrenzen. Andererseits können die überschwelligen Anforderungen im Deviator deutlich besser mit dem OEMG gemessen werden.

### 5.4.2 **Statik**

#### 5.4.2.1 *Muskelbezogene Analyse*

Die Werte der statischen Tests unterscheiden sich klar von denen dynamischer Belastungstests. Hier liegen für die unterschiedlichen Muskeln kennzeichnende Differenzen zur KG bei mindestens 18% (OE) und bis zu 61% (MF) aller Messwerte vor. Auch hier sind erhebliche Unterschiede zwischen den Subgruppen zu finden. Für SST low liegen bei MF mehr als doppelt so viele sig. Ergebnisse vor wie für SST high. Bei ES liegt für die Gruppe mit geringen Schmerzen sogar der vierfache Prozentwert gegenüber der Gruppe mit hohen Schmerzen vor. Dies spricht gegen die Hypothese einer schmerzabhängigen Veränderung der OEMG-Daten.

#### 5.4.2.2 *Zeitpunktbezogene Analyse*

Es zeigt sich in den untersuchten Parametern der Studie, dass bestehende muskuläre Dysfunktionen durch die Neue RS kurzfristig nicht behoben wurden. D.h., es gab keine entsprechenden auffälligen Veränderungen direkt nach Rückenschulabschluss. Dies kann zum einen an einer zu geringen „Dosierung“ (Dichte der Trainingseinheiten, Übungsintensität) der Neuen RS gelegen haben oder zum anderen am biopsychosozialen Ansatz, dessen Konzeption kurzfristige Veränderungen im vorliegenden Störungsfeld kaum bemerkbar macht.

Anhand der OEMGs kann die in anderen Studien bereits gezeigte Abweichung von der Norm bei CURS verglichen zu Personen ohne Schmerzen des M. multifidus bestätigt werden (Hodges et al. 2006, MacDonald et al. 2010, Hides et al. 1994, Hides et al. 1996, Descarreaux et al. 2007, Anders et al. 2010). Überraschend sind die prominenten Antworten der Beinmuskulatur. Dies ist vorrangig darin begründet, dass Untersuchungen der Beinmuskeln bei CURS-Patienten praktisch nicht dokumentiert sind. Es gibt jedoch bereits aus vorangegangenen Arbeiten der Arbeitsgruppe Hinweise auf Störungen der Beinmuskelaktivität bei CURS-Patienten (Jannasch 2004), die als kompensatorische Funktion interpretiert werden können.

Der primär präventive Ansatz der Neuen RS führt per se zu einem sehr inhomogenen RS- Kollektiv, dessen Spannweite von schmerzfreien und demzufolge als nicht von der gesunden KG abweichend einzuordnenden Personen bis hin zu Personen mit bereits erheblichen Schmerzen (Spitzenwert NRS 85) reicht.

Ein Langzeiteffekt des multimodalen Rückenschulkonzeptes kann nachgewiesen werden. So sind ein Jahr nach Rückenschulende (U4) nur noch etwa halb so viele sig. Differenzen zwischen den RS TN und der KG zu verzeichnen, sodass die funktionell-muskuläre Situation beider Untersuchungsgruppen sich deutlich angenähert hat.

Es liegen Hinweise aufgrund einer weiterführenden Untersuchung der Arbeitsgruppe vor (Pabst und Wutzler 2013), dass sich die Anzahl sig. Unterschiede ein weiteres Jahr später (2 jähriger Katamnesezeitraum) wieder den ursprünglichen

Prozentwerten zum Zeitpunkt vor der Rückenschule (U1) anpasst. An dem Folgeprojekt waren lediglich 20 Probanden aus der vorliegenden Studie beteiligt.

Das gibt Anlass über eine mögliche Wirksamkeit eines Refresher-Kurses zur Neuen Rückenschule nachzudenken. In einer dreiwöchigen Intervention (1 Einheit zu 90 Minuten/ Woche) wurden das Wissen und die Anwendung der Inhalte der Neuen RS aufgefrischt. Die Eingangsuntersuchung (U5) zeigte für die statischen Testaufgaben einen Unterschied zur den Referenzwerten der KG von 19% (Anteil sig. Ergebnisse am Gesamtergebnis). Die Intervention bewirkte eine Reduktion um 1% (U6). Die geringe Probandenzahl und der im Streubereich der normalen Fluktuation befindliche Effekt ist für eine Beweisführung derzeit nicht ausreichend aber die in der eigenen Studie erhobenen Daten geben einen deutlichen Hinweis darauf, dass die Wirksamkeit der Neuen RS zeitlich begrenzt und die Effekte reversibel sind. Der Datenlage entsprechend wäre die Teilnahme an einem solchen Auffrischkurs ab einem Jahr nach dem Abschluss einer Rückenschule sinnvoll. Die Verzögerung bis zum zweiten Jahr nach einer Teilnahme ist für einen optimalen Effekt offensichtlich zu lang. Zur Verifizierung dieser Annahmen sind jedoch Studien mit deutlich größerer Probandenzahl notwendig.

### **5.5 Wechselwirkungen mit schmerzbezogenen Variablen**

Die Rückenschuleteilnehmer wurden anhand der primär angegebenen Schmerzstärke in Gruppen mit geringen und starken Schmerzen unterteilt. Es bestand die Annahme, dass sich einerseits die Gruppenunterschiede auch im OEMG ausdrücken werden. Andererseits wurde erwartet, dass Personen, die nach der Rückenschuleteilnahme eine starke Schmerzreduktion erreichen konnten, ebenfalls Unterschiede in den untersuchten Parametern gegenüber Personen ohne deutliche Reduktion der Schmerzen aufweisen würden. Für diese Unterscheidung wurde das Probandenkollektiv der IG in Responder und Non-Responder unterteilt.

#### **5.5.1 Dynamik**

In keinem der untersuchten Parameter ist eine eindeutige Unterscheidung im muskulären Antwortverhalten bei den jeweiligen Gruppenvergleichen erkennbar. Die vereinzelt auftretenden sig. Unterschiede haben keinen systematischen aufgaben-

bzw. zeitpunktbezogenen Zusammenhang. Die durchgängige Abnahme von Unterschieden zwischen den Schmerzstärken ab U1 deutet auf eine Angleichung der OEMG-Daten hin. Dabei gilt es jedoch zu bedenken, dass bei den dynamischen Daten nur sehr wenige Unterschiede auftraten und die Prozentwerte wenig repräsentativ sind. Trotz der geringen Anzahl sig. Ergebnisse zeigt die muskelbezogene Analyse (Abbildung 16) dass die häufigsten Unterschiede in der Bauchmuskulatur vorliegen. Insbesondere bei den RMS-Werten hat die Gruppe SST low deutlich höhere Werte als SST high (Tabelle 16, Anhang I). Somit kann mit aller Vorsicht bezüglich der Datenlage davon ausgegangen werden, dass Personen mit stärkeren Schmerzen eine geringere Fähigkeit zur Aktivierung der Bauchmuskulatur bei den dynamischen Aufgaben aufwiesen.

Anhand der erreichten Schmerzreduktion sind keinerlei Trends zum zeitlichen Verlauf ableitbar. Die gefundenen Unterschiede bei der muskelbezogenen Analyse (Abbildung 17) beziehen sich fast vollständig auf die RMS-Werte. Dabei liegen alle Werte der Responder über den Werten der Non-Responder, insbesondere bei MF (Tabelle 16, Anhang I). Dies unterstreicht die Aussage, dass schmerzfreie Personen bzw. CURS-Patienten mit einer stärkeren Schmerzreduktion deutlich besser die lumbale Rückenmuskulatur (MF) bei Koordinationsaufgaben ansteuern können als CURS-Patienten mit vergleichsweise geringer oder keiner Schmerzreduktion (Danneels et al. 2002).

Es muss beachtet werden, dass keiner der gefundenen Unterschiede weder einen Zusammenhang zur Rückenschulteilnahme noch zu einer Veränderung im Wartezeitraum aufwies und die Anzahl sig. Ergebnisse insgesamt sehr niedrig ausfiel. Damit ist anhand der dynamischen Werte keine belastbare Aussage zur direkten Gruppendifferenzierung möglich.

Der Vergleich der einzelnen Subgruppen mit Gesunden lässt ebenfalls keine allgemeine Aussage zu einer systematischen Muskelaktivierung in Abhängigkeit der Schmerzstärke zu (7.4.1). Dennoch ist bei den RMS-Werten auffällig, dass alle Signifikanzen in den Gruppen Non-Responder sowie SST high für eine geringere OEMG-Aktivität im Vergleich zur KG stehen (Tabelle 50 & 52). Für die Gruppen Responder und SST low bestehen jedoch keine vergleichbaren Auffälligkeiten.



Die Zeitverlaufskurven aller kumulierten Parameter geben weder Hinweis für einen zeitpunktbezogenen Zusammenhang noch für eine spezifische Charakteristik auf Grundlage der Schmerzstärke bzw. –reduktion (Abbildung 34).

Größere Unterschiede werden jedoch in der muskelbezogenen Analyse deutlich (Abbildung 33). Hier weisen Personen mit hoher Schmerzstärke in ca. 16% aller dynamischen Tests sig. Unterschiede zur KG auf. Für Personen mit geringen Schmerzen sind es hingegen nur 1%. MF zeigt damit für SST high auch die häufigsten Unterschiede. Bei SST low weist RA mit 10% die häufigsten Signifikanzen auf. Ähnlich große Unterschiede zwischen den beiden Gruppen liegen in BF vor. Eine mögliche Erklärung für den Zusammenhang der beiden Muskeln wäre eine schmerzbedingte, auch pathologische, Lenden-Becken-Stellung bzw. dessen unzureichende muskuläre Sicherung im aufrechten Stand.

### 5.5.2 Statik

Bei den statischen Tests liegen deutlich höhere Prozentwerte im Auftreten sig. Ergebnisse vor als bei den dynamischen Tests. In Bezug auf die Differenzierung der Schmerzstärke verringert sich die Anzahl sig. Unterschiede im zeitlichen Verlauf (Abbildung 18). Bei der Unterscheidung nach Schmerzreduktion liegen nur sehr wenige sig. Differenzen bei der zeitpunktbezogenen Analyse vor, wobei sich zum RS-Ende (U2) die Anzahl der Signifikanzen erhöht (Abbildung 19). Daraus könnte geschlossen werden, dass die Gruppen unterschiedlich auf die Intervention reagierten. Allerdings wird diese Annahme durch die starke Schwankung zu U3 und U4 entkräftet.

In der muskelbezogenen Analyse ist auffällig, dass hier ebenfalls wie bei den dynamischen Tests die häufigsten sig. Unterschiede in OI (Abbildung 20) und MF (Abbildung 21) liegen. Trotz der fehlenden Systematik im Vorkommen der Signifikanzen wird damit ein Zusammenhang des muskulären Antwortverhaltens mit der Schmerzintensität bekräftigt. Wie auch bei den dynamischen Tests ergeben sich die Differenzen durch wesentlich höhere RMS-Werte seitens SST low bzw. Responder, wodurch die in anderen Studien beschriebenen Defizite (Danneels et al. 2002, Kankaanpää et al. 1998) von CURS-Patienten bestätigt wird.

Im Vergleich mit Gesunden liegen für Personen mit geringer Schmerzstärke die häufigsten sig. Unterschiede in BF (42%) und MF (40%) (Abbildung 35). Für Personen mit hoher Schmerzstärke liegen deutlich geringere Werte (BF:32%,

MF:16%) vor. Bei ES sind Verhältnisse der Prozentwerte ähnlich (SST high: 5%, SST low: 20%).

Die Verhältnisse der Prozentwerte zwischen Personen mit hohen und niedrigen Schmerzen sind invers zu den Ergebnissen der dynamischen Testaufgaben.

Hinsichtlich der Schmerzreduktion zeigen Non-Responder mit 28% die häufigsten Differenzen zu Gesunden im Rückenstrecker (ES). Im Gegensatz dazu liegen die Prozentwerte von Respondern bei 3%. Anhand dieser Ergebnisse ist ein Zusammenhang der OEMG-Daten zur Schmerzstärke durchaus erkennbar, es gibt aber keinen Beweis für eine gerichtete systematische Wechselbeziehung, die eine Vorhersage der OEMG-Daten anhand der Schmerzvariablen zuließe.

Die zeitpunktbezogene Analyse zeigt insbesondere bei der Darstellung großer Kippwinkel eine deutliche Abweichung zwischen den Gruppen Responder und Non-Responder. Im Vergleich zu den anderen Subgruppen wird deutlich, dass weniger die Schmerzstärke für eine positive Veränderung der Messwerte ausschlaggebend war, als vielmehr der Grad der erreichten Schmerzreduktion. Mit geringen Schwankungen bleiben Non-Responder bezogen auf die Anzahl sig. Unterschiede zu Gesunden auf etwa dem gleichen Prozentniveau. Responder hingegen verzeichnen nach einer ebenfalls mit geringen Schwankungen unterlegenen Verlaufskurve von U0 bis U3 eine Reduktion sig. Unterschiede zur KG um mehr als die Hälfte zum Zeitpunkt U4. Demnach haben sich die Messwerte von Personen, die von einer deutlichen Schmerzreduktion profitierten, ein Jahr nach Beendigung der Rückenschule maßgeblich den Vergleichswerten von Gesunden angepasst. Für Personen, die keine deutliche Schmerzreduktion (>30%) erreichten, blieben die Unterschiede zur KG in etwas gleich.

## 5.6 Ergebniszusammenfassung

### 5.6.1 Rückenschulbedingte Veränderung der OEMG-Parameter

Hypothese 1: Die Annahme, Verbesserungen im Koordinationsverhalten der Rumpfmuskeln durch die Teilnahme an der Rückenschule zu erreichen, hat sich bestätigt. Allerdings

- a) Wiesen die RS- Teilnehmer innerhalb des Wartezeitraumes bereits deutliche Unterschiede hinsichtlich der untersuchten muskulär-physiologischen Variablen auf.
- b) Konnte ein Ausgleich vorbestehender Asymmetrien bei der möglichen Kraftentwicklung durch die Teilnahme an der Neuen RS nicht nachgewiesen werden.
- c) Waren die positiven Effekte durch die langfristige Zielauslegung der Neuen RS explizit 12 Monate nach Rückenschulende nachweisbar.

### 5.6.2 Unterschiede IG und KG

Hypothese 2: Es wurden deutliche Unterschiede zwischen IG und KG nachgewiesen. Die Unterschiede zeigen sich jedoch ausschließlich durch quantitative Angaben unter Betrachtung kumulativer muskel- sowie zeitpunktbezogener Analysen. Aussagen zu systematischen Unterschieden in den berechneten Parametern waren nicht möglich. Das bedeutet:

- a) Primär wiesen die RS-Teilnehmer deutliche Unterschiede in den untersuchten muskulär- physiologischen Variablen zur gesunden Referenzgruppe auf.
- b) Direkt nach Abschluss der Neuen RS konnten keine relevanten Veränderungen in der Anzahl sig. Ergebnisse bei den untersuchten muskulär-physiologischen Variablen aufgezeigt werden.
- c) Durch die Teilnahme an der Neuen RS wurde zum Katamnesezeitpunkt ein Jahr nach Beendigung der Neuen RS eine deutliche Verbesserung der untersuchten muskulär-physiologischen Variablen aufgrund einer Verringerung sig. Unterschiede im Vergleich zur gesunden Referenzgruppe nachgewiesen.

### 5.6.3 Wechselwirkung

Hypothese 3: Es wurden Hinweise auf mögliche Zusammenhänge der Schmerzintensität mit der muskulären Aktivitätscharakteristik aufgezeigt. Aber:

- a) Es konnte nicht eindeutig nachgewiesen werden, dass RS- Teilnehmer mit initial stärkeren Schmerzen mehr von der Teilnahme an der Neuen RS profitieren als Teilnehmer mit geringeren Schmerzniveaus.

Es gibt jedoch aufgrund einer deutlichen Reduktion im Vorkommen sig. Unterschiede zu Gesunden in der Gruppe Responder Hinweise darauf dass,

- b) Eine deutliche Reduktion der Schmerzstärke mit starken Verbesserungen der muskulär-physiologischen Variablen zum einjährigen Katamnesezeitraum einher geht.

#### 5.6.4 **Schlussfolgerung: langfristig denken!**

Der praktische Bezug der Forschung zum Praxisfeld soll vor allem Lehrern und Trainern eine gewisse Weitsicht ihrer Tätigkeit ermöglichen. Der Rückenschullehrer sollte die Kernaussage der Studie als Aufforderung begreifen, die TN langfristig zu motivieren. Teilnehmern der Neuen RS sollte deutlich vermittelt werden, dass es sich nicht um eine aktive oder gar passive Therapieform handelt. Auch wenn über die Dauer einer RS das Gefühl aufkommt, dass etwas getan oder der TN behandelt wird, so sollte deutlich kommuniziert werden, dass mit diesem Programm keine direkte Symptommelinderung wie etwa bei einer Manuellen Therapie am Rücken vorgenommen wird. Vielmehr erzieht die Neue RS zu mehr Selbstaufmerksamkeit und Selbstwirksamkeit. Jedem Einzelnen muss bewusst werden, dass die eigene Person die Hauptrolle spielt und jeder an der eigenen Entwicklung im hohen Maße beteiligt ist. Somit wird die Eigenverantwortlichkeit der TN durch die Neue RS gestärkt. Ausschlaggebend ist dabei sicherlich die individuelle und eigenständige Analyse belastender Faktoren auf physischer, psychischer und sozialer Ebene, sodass entsprechend der individuellen Voraussetzungen die beste Lösung aus einem breiten Spektrum an Handlungsmöglichkeiten ermittelt werden kann. Die TN müssen sich dafür natürlich auf eine entsprechende kognitive Auseinandersetzung mit sich selbst und dem eigenen Umfeld einlassen können. Erst dann schließt sich der Wirkungskreis, denn die Neue RS trainiert ebenso die Fähigkeit zur Selbstbeobachtung. Die Neue RS ist als Katalysator für einen Prozess des Umdenkens zu verstehen. Es werden Wissen und entsprechende Fertigkeiten vermittelt, die dazu befähigen sollen, sich ein gesundheitswirksames Leben zu gestalten. Kernziel der Neuen RS ist die Hinführung zu einer gesunden Lebensführung, die die äußeren Belastungsfaktoren in Balance zur eigenen Widerstandsfähigkeit aufrecht zu erhalten weiß. Nur durch die langfristige Bindung an gesundheitssportliche Aktivität sowie eine dauerhafte Anpassung des eigenen Verhaltens kann dieses Ziel erreicht werden. Der multimodale Forschungsansatz dieser Studie belegt die Notwendigkeit einer ganzheitlichen Sichtweise auf den Menschen. Dies gelingt der Neuen RS einerseits aufgrund ihrer biopsychosozialen Konzeption und andererseits durch eine langfristige sowie kursübergreifende Begleitung der TN durch den RS-Lehrer (Tutzschke et al. 2014).

## 5.7 Kritik

Der große Vorteil dieser Studie liegt in der Erfassung langfristiger Effekte bzw. anders formuliert, ein direkter Prä-Post Vergleich hätte zu keinem aussagekräftigem Ergebnis geführt. Erst die Betrachtung ein Jahr nach Ende der RS zeigte deutlichere Veränderungen der Messwerte. Dabei traten jedoch einige, im Weiteren dargestellte, vorhersagbare und nicht vorhersagbare Schwierigkeiten auf, die bei nachfolgenden Untersuchungen relevant sein können und beachtet werden sollten.

### 5.7.5 Amplitudencharakterisierung mittels OEMG

Studien zeigen die besondere Eignung des OEMG zur Verifizierung von muskulären Koordinationsmustern (Ivanenko et al. 2004, van Dieen et al. 2003). In der Praxis zeigt sich jedoch, dass die Reliabilität durch bestimmte im Folgenden genannte Störgrößen beeinflusst und der Nutzen des OEMG vor allem für wiederholte Vergleichsmessungen bei deren Nichtbeachtung sogar in Frage gestellt werden kann.

#### 5.7.5.1 Exakte Elektrodenpositionierung

Die Platzierung der Elektroden stellt eine Herausforderung an den Untersucher dar, da die Messsituation mit jedem Probanden abhängig von dessen physischer Konstitution verschieden ist, aber dennoch bei jedem eine möglichst identische, an korrespondierenden Stellen der untersuchten Muskeln vorzunehmende Signableitung erfolgen sollte. Orientierung sind dabei die allgemeinen Orientierungspunkte und Platzierungsempfehlungen durch SENIAM, der europäischen Initiative zur Standardisierung des OEMG (Hermens et al. 1999), die in vielen elektromyografischen Untersuchungen angewandt werden. Zur Minimierung von Fehlern und Unterschieden bei der Elektrodenapplikation hat stets der gleiche erfahrene Untersucher (RT) die Positionierung vorgenommen.

#### 5.7.5.2 Cross talk

Der mögliche Einfluss angrenzender Muskeln und Strukturen auf das zu messende Muskelsignal wird als cross talk bezeichnet. Diese Art Signalverfälschung ist kaum detektierbar und stellt für das OEMG ein weitreichendes und kontrovers diskutiertes Problem dar (Stokes et al. 2003, Koh und Grabiner 1993). Vor allem Rumpfmuskulatur ist durch das Zusammenspiel tiefer und oberflächlicher Muskulatur

betroffen. Hier besteht beispielsweise zum Teil eine enge Nachbarschaft des Faserverlaufs zwischen OI und M. transversus abdominis, da beide Muskeln bei gleicher Faserrichtung direkt untereinander liegen.

Farina et al. 2004 (Farina et al. 2004) untersuchten verschiedenen Möglichkeiten einer Reduktion von Cross talk. Eine vollständige Lösung des Problems wurde jedoch noch nicht gefunden.

Eine geeignete Minderung des Störfaktors besteht durch die räumliche Filterung der OEMG-Signale mittels bipolarer Ableittechnik (Reucher et al. 1987) und einer möglichst kleinen Interelektrodenabstand (Farina et al. 2002, Mesin et al. 2009). Beide Maßnahmen entsprechen dem Vorgehen der vorliegenden Untersuchung. Zudem liegen die optimalen Platzierungspunkte der Elektroden in der Regel zentral über dem Muskelbauch des betreffenden Muskels (Beck et al. 2009), wobei mit zunehmender Entfernung vom Muskelrand der cross talk abnimmt.

### 5.7.5.3 Subkutanes Fettgewebe

Die Beschaffenheit und Dicke des Unterhautfettgewebes kann aufgrund seiner Funktion als Tiefpassfilter insbesondere bei korpulenten Personen zu einer Abschwächung des Signals führen (Lowery et al. 2002, Farina et al. 2002) Hemingway et al. 1995 (Hemingway et al. 1995) sowie Kuiken et al. 2003 (Kuiken et al. 2003) wiesen eine negative Korrelation der OEMG-Signalstärke mit zunehmender Stärke des Unterhautfettgewebes nach. Ab einem bestimmten Körperfettanteil macht eine OEMG-Untersuchung keinen Sinn mehr, da einerseits die Signalerfassung deutlich gestört und andererseits eine exakte Elektrodenpositionierung kaum noch möglich ist. Dieses Manko ließ sich in der vorliegenden Studie nicht verhindern. Durch den Einschluss von Probanden mit einem BMI von maximal 28 m<sup>2</sup>/kg sollten diesbezüglich größere Probleme umgangen werden.

Da ein interindividueller Vergleich nur mit einer durch Alter und BMI angeglichenen KG stattfand, spielten die unterschiedlichen Körperkonstitutionen der Teilnehmer eine untergeordnete Rolle. Schwieriger ist hingegen die Interpretation der Daten, wenn sich vereinzelt die Körperkonstitution im zeitlichen Verlauf stark ändert. Dies konnte jedoch bei den statistischen Berechnungen nicht weiter berücksichtigt werden, zumal der gemittelte BMI der untersuchten Männer und Frauen jeweils um maximal 0,51 kg/m<sup>2</sup> zwischen den Untersuchungszeitpunkten variierte.

#### 5.7.5.4 *Muskelbewegung*

Des Weiteren beeinflussen durch die Verschiebbarkeit von Haut und Muskulatur bedingte Bewegungsartefakte sowie Bewegungen des Probanden die Messung. Rainoldi et al. (Rainoldi et al. 2000) verdeutlichten an Extremitätenmuskeln, dass durch die Verlagerung der Muskeln während Gelenkbewegungen die Signalerfassung durch eine axiale Verschiebung der Elektroden beeinflusst wird. Ausschlaggebend war deshalb die Ausrichtung der Elektrodenanordnung in anatomischer Faserrichtung des Muskels. Dadurch konnte insbesondere bei den Untersuchungen mit statischen Belastungen eine kontraktionsbedingte Elektrodenverschiebung nahezu ausgeschlossen werden. Bei den dynamischen Aufgaben war die Beeinflussung ebenfalls als sehr gering einzuschätzen, da nur die Arme in kleinen Amplituden bewegt und der Rumpf sowie die Beine möglichst still gehalten wurden, der Rumpf und die untersuchten Beinmuskeln also unabhängig davon, ob während dynamischer oder statischer Belastung gemessen wurde, sich in ableittechnisch identischen Positionen befanden.

#### 5.7.6 **Statistik**

Die Messwerte der dynamischen sowie der statischen Belastungstests wiesen eine sehr hohe interindividuelle Varianz auf. Vor allem bei den Aufgaben mit dem Deviator verliefen die Messwerte nicht wie biomechanisch zu erwarten linear, sondern teilweise völlig durcheinander. Dadurch konnte das zu erwartende Maximum beispielsweise nicht bei 60° sondern in einem viel kleineren Winkel liegen. Bei den unterschiedlichen Aufgaben zeigten sich völlig verschiedene Muster der Muskelaktivierung, die keine übergreifenden Zusammenhänge erkennen ließen. Die absoluten und relativen Werte unterlagen ständig wechselnden Verhältnissen untereinander und einer hohen Spannweite. Dies führte durch die dadurch hervorgerufenen erheblichen Streuungen zu relativ wenigen Mittelwertunterschieden und der folglich hohen Schwierigkeit einen statistischen Nachweis zu erbringen. Die statistische Aussagekraft wurde durch die hohe Dropoutrate der Probanden ebenfalls beeinträchtigt. Hinzu kam die Tatsache, dass die Population durch die Subgruppenbildung drastisch minimiert wurde. Eine erheblich größere Probandenzahl würde insgesamt die Ergebnisse bekräftigen, aber es würde auch



einen ungleich höheren Aufwand für die Studiendurchführung bedeuten, der für die vorliegende Arbeit nicht leistbar war.

Das gewählte Wartedesign hatte entscheidende Vorteile hinsichtlich der Probandenakquise und der Minimierung von Störgrößen. Jedoch war damit lediglich der Vergleich zwischen einem dreimonatigen Zeitfenster mit und ohne Intervention möglich. Es ist für den dreimonatigen Katamnesezeitraum nicht bewiesen, ob es nicht auch ohne die Rückenschule zu maßgeblichen Veränderungen gekommen wäre. Hier steht nur der Zeitraum vor Rückenschulbeginn zum Vergleich, nicht jedoch eine parallel untersuchte Personengruppe mit CURS ohne die Teilnahme an einer RS. Das Wartedesign brachte den Kompromiss mit sich, dass die statistische Aussagekraft verbessert und die Studiendurchführung erleichtert wurde, aber es ging auch zu Lasten einer eindeutigen Beweisführung langfristiger Effekte.

### 5.7.7 Probanden

Die Probandenzahl (88) erschien unter Beachtung des erheblichen Untersuchungsaufwandes und der gegebenen Mittel angemessen. Die Dropout Rate war jedoch deutlich höher als angenommen. Zum Ausschluss einer weiteren Teilnahme führten u.a. organisatorische Probleme (z.B. konnte einige Probanden zu keinem der angebotenen Termine die RS besuchen), Unfälle, Krankheit, Umzug, Schwangerschaft oder aber eine eindeutige ärztliche Diagnose. Probanden, die innerhalb der Studiendauer durch ein medizinisches Diagnoseverfahren eine spezifische Indikation für ihre Rückenschmerzen erhielten, mussten von der Statistik ausgeschlossen werden.

Hinsichtlich der Akquise wurden die Probanden anhand eines persönlichen Anamnesegespräches in die Studie ein- oder ausgeschlossen. Dabei konnte ausschließlich von einer bestmöglichen und ehrlichen Aussage seitens der Studienteilnehmer ausgegangen werden. Insgesamt funktionierte dieses Auswahlverfahren gut, da die Probanden bereitwillig ihren gesamten Krankheitsverlauf der letzten Jahre oder auch Dekaden berichteten. Darin lag sicherlich auch ein hoher Erwartungswert der Teilnehmer. Ein objektives Diagnoseverfahren, um spezifische Pathologien auszuschließen wäre wünschenswert aber nicht möglich gewesen. Letztlich wurden auch Probanden

aufgenommen, die zwar im Selbstbericht unter CURS gelitten haben aber auch nie diesbezüglich einen Arzt konsultierten.

Abgesehen davon konnten mögliche psychische Erkrankungen ebenso wenig einem objektiven Screening unterzogen werden.

In diesen Argumenten liegen mögliche Stör- bzw. Veränderungsvariablen, deren Einfluss auf die Messwerte nicht vorhersehbar ist. Dies betrifft ebenfalls die individuelle körperliche Leistungsfähigkeit hinsichtlich metabolischer und konditioneller Leistungsfaktoren, sowie den tatsächlichen (sportlichen) Aktivitätsgrad, welche jedoch in dieser Studie nicht erfasst werden konnten,

### **5.7.8 Intervention & Standardisierung**

Die Konzeption der Neuen RS verlangt keine standardisierte Intervention. Es ging bei den Untersuchungen nicht um die Evaluation bestimmter Übungen oder einer einstudierten Methodik bzw. bestimmter Stundenbilder. In der vorliegenden Studie haben drei unabhängig arbeitende Rückenschullehrer die Rückenschulkurse durchgeführt. Somit war es jedem Kursleiter möglich, angepasst an die jeweiligen Gruppen und natürlich entsprechend den persönlichen Vorstellungen einen dynamischen Kursverlauf zu ermöglichen, ohne vordefinierte Bestimmungen erfüllen oder Restriktionen einhalten zu müssen. Einzige Einschränkung für alle Lehrer war der Verzicht auf den Testaufgaben ähnliche Übungen bzw. Trainingsgeräte.

Der größte methodische Kritikpunkt dieser Studie liegt in der fehlenden Validierung des Rückenschulkonzepts. Die einzelnen Kursstunden können (und sollten) nie zu 100% reproduziert werden. Allein die Konstellation der Kursteilnehmer und deren aktuelle Verfassung sind bestimmend für den Kursablauf und können auch nicht vorhergesagt bzw. bestimmt oder wiederholt werden.

Es gibt keinen statistisch relevanten Zusammenhang der Variablen mit dem Kursleiter. Dennoch ist unumstritten, dass jeder Kursleiter anders ist und auf die Teilnehmer unterschiedliche Wirkung ausübt.

Die Evaluationsstudie war nicht als Verifizierung einzelner Übungen oder Aufgaben angedacht. Die Summe aller Wirkmechanismen, die dieses Konzept hervorruft, hat bestimmte positive Effekte für die Mehrzahl der Rückenschulteilnehmer, welche in der Praxis als gesteigertes Wohlbefinden reflektiert werden.

Für viele Rückenschullehrer ist eine positive Wirkung der Neuen RS längst durch die eigene Erfahrung bestätigt.

Ziel war es diese Effekte messbar zu machen und eventuelle psycho-physische Zusammenhänge zu erkennen. Das Ziel wurde anhand der gewählten Methoden bedingt erreicht. Es wurden unspezifische Verbesserungen der Muskelaktivierung durch langfristige Anpassungseffekte der OEMG-Daten an die Referenzwerte nachgewiesen. Es war jedoch nicht möglich spezifische kausale Effekte der Neuen RS auf bestimmte Muskeleigenschaften nachzuweisen. Der Schwerpunkt der dieser Arbeit zu Grunde liegende Studie lag in der ganzheitlichen Evaluation der Neuen RS, welche sowohl biologische als auch psychologische und soziokulturellen Aspekte beinhaltet. Es bleibt jedoch nach wie vor die Frage offen, welche exakten Ursachen bzw. Wirkmechanismen die entsprechenden Veränderungen hervorgerufen haben.

### 5.8 Voraussetzungen & Ausblick

Das Biopsychosoziale Modell wurde 1977 von George L. Engel (Engel 1977) erstmals als biomedizinischer Reformansatz bei der multikausalen Betrachtung eines Patienten formuliert und wird insbesondere dank Gordon Waddell im Rahmen der Behandlung von CURS (Waddell 1987) postuliert.

Dennoch oder gerade weil dieses Modell seit über 25 Jahren den Tenor klinischer Studien vorgibt, ist es notwendig einerseits das Modell selbst und andererseits dessen Umsetzung in Praxis und Forschung zu prüfen. Grund dafür ist, dass nach wie vor Rückenschmerzen zu den weltweit alarmierenden Gesundheitsproblemen zählen und inzwischen die Hauptursache für körperliche Einschränkung (Pincus et al. 2013) bilden, wovon weltweit 632 Millionen Betroffene geschätzt werden (Lim et al. 2012). Behinderungen aufgrund von Muskel-Skelett-Erkrankungen sind zwischen 1990 und 2010 um 45% gestiegen, wobei eine weitere Steigerung zu erwarten ist (Murray et al. 2012). Von diesem Gesichtspunkt aus kann ein Erfolg des biopsychosozialen Modells eindeutig verneint werden. Es gilt zu klären, ob es bislang an einer hinreichenden Integration des Modells in Forschung und dem Gesundheitssystem mangelt bzw. ob mit dem Modell die steigende Zahl an Rückenschmerzpatienten überhaupt beherrschbar ist.

Pinctus et al. (2013) beziehen dazu Stellung:

*“Finally within clinical practice, there is mostly little reward or opportunity for primary care practitioners to utilize a comprehensive biopsychosocial approach given current practice and payment structures. This may explain why practitioners appear reluctant to attempt to influence the social aspects of the pain experience, especially those related to work. Even in the occupational health context of the USA, where there is sufficient payment and other incentives based on outcome evaluations, providers retreat to the ‘safe’ biological arena when faced with psychosocial problems. Finally, training for most of the professions that treat back pain remains bio-medically focused and grounded in profession-specific tradition rather than on contemporary evidence.”*

Die Berufsspezialisierung wird hier als Kritikpunkt erkannt, die es dem einzelnen nicht ermöglicht über den eigenen Horizont zu schauen und das biopsychosoziale Modell umzusetzen. Als Begründung wird eine „Tradition“ angenommen, die eher als Bequemlichkeit gewertet werden kann, da es natürlich immer einfacher ist, in den eigenen Fachgebieten zu wirken. Andererseits müssen äußere Faktoren wie eine hohe Patientenzahl und wenig individuelle Behandlungszeit beachtet werden.

Die mangelnde Umsetzung liegt wohl eher in einer Unsicherheit und dem Fehlen praktischer Vorstellungen, wie das Modell im individuellen Setting praktiziert werden soll, auch wenn Kenntnisse zu grundlegenden biopsychosozialen Zusammenhängen vorhanden sind.

Auf den ersten Eindruck verlangt das Modell jedem Therapeuten ein hohes Engagement und Können ab. Dabei stehen hinter diesem großartigen Modell vor allem die kleinen Dinge, die eine effektive Umsetzung dessen vor allem in der RS ermöglichen.

Dazu zählen u.a. Interaktion der RückenschulsteilnehmerInnen, Gruppendynamik, Verantwortung, an Bewegung gekoppelte Emotion, Anerkennung, besondere Ereignisse und Erfolgserlebnisse.

Die Umsetzung ist denkbar einfach wie beispielsweise ein hoher Anteil an Partner- und Gruppenaufgaben, Evaluation, induktive Aufgabenstellungen, Reflexionsaufgaben, Persönlichkeit im Kursbetrieb aber auch dem Leistungsniveau

der TN angepasste Aufgaben und die kursübergreifende gesundheitssportliche Betreuung durch den Kursleiter.

Zudem ist seit über zehn Jahren bekannt, welche Fehler in der RS zu vermeiden sind (Bundesarbeitsgemeinschaft chronischer Rückenschmerz 2003):

- Schonung der Wirbelsäule, Entlastungsempfehlungen
- Vielfältigkeit verschiedener Regeln
- Förderung dysharmonischer Bewegungsabläufe / Zwangshaltungen
- falsche Ursachenattribution (Schmerzursache: "Bandscheibe")
- **monomodaler Ansatz**
- Verunsicherung der Patienten
- fehlender Bezug zum Arbeitsplatz

Das Bewusstsein über die fehlerhafte (meist nur biologische) Betrachtung von Rückenschmerzen ist längst theoretisch vorhanden. Das Wissen um eine adäquate Behandlung ist in der Neuen RS definiert. So versteht sie das biopsychosoziale Modell hervorragend umzusetzen.

Solange es keine einheitliche fachgerechte Durchführung gibt und ein entsprechend wirksames Prüfungssystem etabliert wird, ist nicht von einem beschleunigten effektiven Nutzen auszugehen, d.h. die zu erwartenden Kosteneinsparungen in Wirtschaft und Gesundheitssystem durch einen gesundheitliche Mehrwert werden nicht im erhofften Maße eintreten. Auch wenn die derzeitige Gesetzeslage durchaus diktiert, welche Berufs- und Zusatzqualifikation für die Durchführung von gesetzlich-geförderten Präventionsmaßnahmen (GKV-Spitzenverband 2010) vorausgesetzt werden, ist die bundeseinheitliche Umsetzung nach biopsychosozialem Ansatz noch weit entfernt.

Wird das Curriculum der Neuen RS verstanden und eingehalten, ist von einem Erfolg auszugehen. Denkbar ist hier sogar die allgemeine Renaissance des Gesundheitsbewusstseins mit zunehmendem ganzheitlichem Gesundheitsverständnis seitens der praktizierenden Therapeuten aber auch der Bevölkerung. Das ganzheitliche Modell muss über das Verständnis hinaus auch praktische Anwendung finden. Dies wird

beispielsweise nicht geschehen solange aus Kosten-, Motivations-, oder Verständnisgründen eine Rückenschule weiterhin als klassische Wirbelsäulengymnastik durchgeführt wird. Die Verantwortung für die fachgerechte Umsetzung der spezifischen und nun auch wissenschaftlich evaluierten Konzeption liegt letztlich bei den praktizierenden Rückenschullehrern aber auch in den bildenden Instituten, die für den biopsychosozialen Grundgedanken sensibilisieren müssen.

Aufgrund des durch die KddR erhobenen bundeseinheitlichen Qualitätsanspruchs zur Durchführung von Rückenschulprogrammen muss in diesem Sinne geklärt werden, ob alle derzeit durch die Zentrale Prüfstelle Prävention<sup>19</sup> akzeptierten Berufsqualifikationen zur Durchführung von Präventionskursen nach SGB V, §20 tatsächlich anhand ihrer Grundqualifikation und dem dahinterstehenden Bildungscurriculum über eine hinreichende Fähigkeit zur Modellumsetzung verfügen. In diesem Zusammenhang muss ebenso geklärt werden, ob die derzeitig 60 Unterrichtseinheiten zur Rückenschullehrerausbildung für alle qualifizierten Berufsgruppen ausreichend sind, um den Anspruch zur Durchführung einer RS mit biopsychosozialem Grundgedanken gerecht zu werden.

Andererseits müssen im gesamten Gesundheitssystem gesetzliche Grundlagen für Therapeuten und Lehrer geschaffen werden, die es ermöglichen, den individuellen zeitlichen Aufwand für eine wirksame Umsetzung des Modells aufbringen zu können. Dabei genügt es nicht, allein den Turnus der Förderungsgelder für Präventionsprogramme entsprechend der aktuellen wirtschaftlichen Lage anzupassen.

Die Empfehlungen zur Qualitätssicherung gehen eindeutig dahin, einerseits diagnostisch reliable und valide Messinstrumente zu verwenden und andererseits die Auswahl der therapeutischen Intervention anhand der individuellen Problemursache zu spezifizieren (Hill et al. 2011). Ziel ist es dabei ebenso passende valide Instrumentarien zu entwickeln, die dem Patienten ein vielschichtiges Behandlungssystem mit bestmöglichen Ergebnissen offeriert (Pincus et al. 2013).

Hierzu bedarf es weitreichender Forschung und Entwicklung insbesondere bei der Evaluierung sozialer Determinanten der Arbeitsunfähigkeit (Hill et al. 2011).

---

<sup>19</sup> [www.zentrale-pruefstelle-praevention.de](http://www.zentrale-pruefstelle-praevention.de); Zugriff 30.05.2014; bundesweite Prüfstelle zur Qualitätssicherung von gesetzlich-geförderten Präventionsprogrammen nach SGB V, §20

Im Hinblick weiterer Entwicklung ist ebenso die Beachtung spezifischer sozialer Gruppen denkbar. Somit können Rückenschmerzen vor allem bei älteren Menschen zu sozialer Isolation führen, wobei bei Jüngeren dadurch die berufliche Karriere auf dem Spiel stehen kann (Loisel et al. 2005). Dabei muss vor allem der Einfluss psychischer Faktoren zu den unterschiedlichen Lebensabschnitten geklärt werden (Dunn 2010). Schließlich betonte schon Gordon Waddell in seiner Modelldarstellung, dass den psychosozialen Faktoren eine größere Rolle bei der Chronifizierung von Rückenschmerzen zukommt als den biomechanischen.

Rückführend auf die Wirkung des biopsychosozialen Modells kommt das Expertenforum (Pincus et al. 2013) zu der Ansicht, dass anhand des biopsychosozialen Modells Rückenschmerzen durchaus erklärt werden können, es mangelt jedoch am Verständnis bei dessen praktischer Umsetzung. Sie beurteilen weiterhin:

*“...that the utility of the biopsychosocial framework cannot be fully assessed until we truly adopt and integrate it into research and clinical practice” (Pincus et al. 2013)*

Die Neue RS versteht diesem Manko durch eine moderne Bildungskonzeption zu entgegen und bildet eine weitreichende Grundlage dem biopsychosozialen Modell gerecht zu werden. Bei der weiteren Programmentwicklung- und anwendung muss beachtet werden, dass CURS stark heterogen hinsichtlich der Stärke, Ursache und Lokalisation ausgeprägt sein kann und somit eine einheitliche für alle Patienten gleichermaßen hilfreiche Therapie schlicht nicht möglich ist.

Verschiedene Studien zeigen wie eingangs beschrieben, dass die Ursachen für CURS in einer fehlerhaften bzw. unzureichenden Koordination zu finden sind, aber auch andererseits konditionelle Defizite dafür in Frage kommen können.

Die verschiedenen Ansätze zur Ursachenfindung von CURS wurden jeweils durch koordinative sowie konditionelle Aufgabenstellungen in der vorliegenden Studie untersucht. Durch die vergleichsweise geringe Probandenzahl ist die starke Heterogenität hinsichtlich der angegebenen Schmerzstärke und den Messwerten durchaus nachvollziehbar. Das ist insbesondere dadurch begründet, dass als

Problemursache eine Vielzahl an Möglichkeiten auf psychosozialer sowie physischer Ebenen in Frage kommt.

Es kann demnach nicht genug betont werden, dass die Neue RS also nur den Anstoß dazu geben kann, dass sich die TN entsprechend ihres veränderten Aktivitätsverhaltens die für sie passende Präventionsstrategie zu suchen beginnen.

Sie werden erst dann nachhaltig Erfolg haben, wenn sie diese finden.

Dies kann beispielsweise die konsequente Reduktion von Stress bzw. die regelmäßige Durchführung von Entspannungsverfahren bedeuten, aber auch die dauerhafte und regelmäßige Ausübung gesundheitssportlicher Aktivität, die mit positiven Emotionen gegenüber der ausgeübten Sportart oder Bewegungsform einhergeht.

Abgesehen von einer weiteren Absicherung der Wirksamkeit der Neuen RS ist vor allem zu klären, welche Faktoren als effektive Prädiktoren für Rückenschmerzen gelten und welche spezifischen Einflüsse bzw. welche speziellen Module der Neuen RS einen positiven Erfolg bestimmen.

Zusätzlich muss für die effektive Nutzensteigerung zur Prävention von Rückenschmerzen die tatsächliche praktische Umsetzung der Neuen RS oder ähnlicher Interventionsprogramme evaluiert und durch gesetzliche sowie bildende Maßnahmen optimiert werden.



Die hier vorgestellten Daten und Ergebnisse wurden im Folgenden veröffentlicht:

Tutzschke R, Anders C, Borys C, Nodop S, Rößler O, Strauss B, Scholle HC. 2014.

*Evaluation der Neuen Rückenschule: Muskulär-physiologische Merkmale.*

Der Schmerz, 28 (2):166-174.

Tutzschke R, Borys C, Nodop S, Anders C, Rößler O, Strauss B, Scholle HC. 2013.

*Die Neue Rückenschule Ergebnisse zur Wirksamkeit - Fazit für die Praxis.*

Die Säule, 23 (2):8-15.

Borys C, Nodop S, Tutzschke R, Anders C, Scholle HC, Strauss B. 2013.

*Evaluation der Neuen Rückenschule: Schmerz- und psychologische Merkmale.*

Der Schmerz, 27 (6):588-596.

## 6 Literatur

- Al-Obaidi SM, Beattie P, Al-Zoabi B, Al-Wekeel S. 2005. The relationship of anticipated pain and fear avoidance beliefs to outcome in patients with chronic low back pain who are not receiving workers' compensation. *Spine*, 30 (9):1051-1057.
- Allison GT. 2003. Trunk muscle onset detection technique for EMG signals with ECG artefact. *J Electromyogr Kinesiol*, 13 (3):209-216.
- Anders C. 2008. Rumpfmuskelkoordination: Reaktion auf dynamische und statische externe Stimuli [Habilitationsschrift]. Jena: Friedrich-Schiller-Universität.
- Anders C, Wenzel B, Scholle HC. 2008. Activation characteristics of trunk muscles during cyclic upper body perturbations caused by an oscillating pole. *Arch Phys Med Rehabil*, 89 (7):1314-1322.
- Hrsg. 2010. Low back pain patients suffer from both, co-ordination deficits and inadequate force capabilities of their trunk muscles 6th International congress of Pathophysiology. Montréal, Canada.
- Anders C, Kankaanpää M, Airaksinen O, Scholle HC, Hänninen O. 1998. Coordination of lumbar back muscles of dynamic loading. *Man Med*, 36:61-65.
- Anders C, Wagner H, Puta C, Grassme R, Scholle HC. 2009. Healthy humans use sex-specific co-ordination patterns of trunk muscles during gait. *Eur J Appl Physiol*, 105 (4):585-594.
- Anders C, Scholle HC, Wagner H, Puta C, Grassme R, Petrovitch A. 2005. Trunk muscle co-ordination during gait: Relationship between muscle function and acute low back pain. *Pathophysiology*, 12 (4):243-247.
- Anders C, Wagner H, Puta C, Grassme R, Petrovitch A, Scholle HC. 2007. Trunk muscle activation patterns during walking at different speeds. *J Electromyogr Kinesiol*, 17 (2):245-252.
- Andrade SC, Araujo AG, Vilar MJ. 2008. [Back school for patients with non-specific chronic low-back pain: benefits from the association of an exercise program with patient's education]. *Acta Reumatol Port*, 33 (4):443-450.
- Antonovsky A. 1993. Gesundheitsforschung versus Krankheitsforschung. In: Franke A, Broda M, Hrsg. *Psychosomatische Gesundheit: Versuch einer Abkehr vom Pathogenese-Konzept*. Tübingen: DGVT, 3-14.
- Antonovsky A. 1997. *Salutogenese. Zur Entmystifizierung der Gesundheit*. Tübingen: DGVT.
- Appell H-J, Stang-Voss C. 2008. *Funktionelle Anatomie*. 4 Aufl. Heidelberg: Springer.
- Arnstein P. 2000. The mediation of disability by self efficacy in different samples of chronic pain patients. *Disabil Rehabil*, 22 (17):794-801.
- Basmajian JV, De Luca CJ. 1985. *Muscles Alive*. 5 Aufl. Baltimore, London, Sydney: Williams and Wilkins.
- Beck TW, Housh TJ, Cramer JT, Stout JR, Ryan ED, Herda TJ, . . . Defreitas JM. 2009. Electrode placement over the innervation zone affects the low-, not the high-frequency portion of the EMG frequency spectrum. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19 (4):660-666.
- Bergmark A. 1989. Stability of the lumbar spine. A study in mechanical engineering. *Acta Orthop Scand*, 60 (Suppl. 230):1-54.
- Bigos SJ, Battie MC, Spengler DM, Fisher LD, Fordyce WE, Hansson TH, . . . Wortley MD. 1991. A prospective study of work perceptions and psychosocial factors affecting the report of back injury. *Spine*, 16 (1):1-6.

- Borys C, Puta C, Strauß B. 2008. Multidimensionale Erfassung chronisch unspezifischer Rückenschmerzen. In: Rosendahl J, Strauß B, Hrsg. Psychosoziale Aspekte körperlicher Krankheiten. Berlin: Pabst.
- Borys C, Nodop S, Tutzschke R, Anders C, Scholle H, Strauß B. 2013. Evaluation der „Neuen Rückenschule“: Schmerz- und psychologische Merkmale. Der Schmerz.
- Bös K, Brehm W, Hrsg. 2006. Handbuch Gesundheitssport. 2 Aufl. Schorndorf: Hofmann.
- Brehm W, Sygusch R. 2003. Prävention in Sportvereinen. In: Jerusalem M, Weber H, Hrsg. Psychologische Gesundheitsförderung. Göttingen: Hogrefe, 479-497.
- Bundesarbeitsgemeinschaft chronischer Rückenschmerz. 2003. Ergebnisorientiertes Rückenmanagement.
- Carragee EJ, Alamin TF, Miller JL, Carragee JM. 2005. Discographic, MRI and psychosocial determinants of low back pain disability and remission: a prospective study in subjects with benign persistent back pain. Spine J, 5 (1):24-35.
- Cecchi F, Molino-Lova R, Chiti M, Pasquini G, Paperini A, Conti AA, Macchi C. 2010. Spinal manipulation compared with back school and with individually delivered physiotherapy for the treatment of chronic low back pain: a randomized trial with one-year follow-up. Clin Rehabil, 24 (1):26-36.
- Comerford MJ, Mottram SL. 2001. Movement and stability dysfunction--contemporary developments. Man Ther, 6 (1):15-26.
- Coste J, Delecoeuillerie G, Cohen de Lara A, Le Parc JM, Paolaggi JB. 1994. Clinical course and prognostic factors in acute low back pain: an inception cohort study in primary care practice. BMJ, 308 (6928):577-580.
- Czisch C. 2012. Literaturanalyse zur Evaluierung von Rückenschulprogrammen [Bachelorarbeit]. Jena: Friedrich-Schiller-Universität.
- D'Hooge R, Hodges P, Tsao H, Hall L, Macdonald D, Danneels L. 2013. Altered trunk muscle coordination during rapid trunk flexion in people in remission of recurrent low back pain. J Electromyogr Kinesiol, 23 (1):173-181.
- da Silva RA, Jr., Arsenault AB, Gravel D, Lariviere C, de Oliveira E, Jr. 2005. Back muscle strength and fatigue in healthy and chronic low back pain subjects: a comparative study of 3 assessment protocols. Arch Phys Med Rehabil, 86 (4):722-729.
- Daltroy LH, Iversen MD, Larson MG, Lew R, Wright E, Ryan J, . . . Liang MH. 1997. A controlled trial of an educational program to prevent low back injuries. N Engl J Med, 337 (5):322-328.
- Danneels LA, Vanderstraeten GG, Cambier DC, Witvrouw EE, Stevens VK, De Cuyper HJ. 2001. A functional subdivision of hip, abdominal, and back muscles during asymmetric lifting. Spine, 26 (6):E114-121.
- Danneels LA, Coorevits PL, Cools AM, Vanderstraeten GG, Cambier DC, Witvrouw EE, De CH. 2002. Differences in electromyographic activity in the multifidus muscle and the iliocostalis lumborum between healthy subjects and patients with sub-acute and chronic low back pain. Eur Spine J, 11 (1):13-19.
- De Luca CJ. 1979. Physiology and Mathematics of Myoelectric Signals. IEEE Trans Biomed Eng, 26 (6):313-325.
- de Luca CJ. 1997. The use of surface electromyography in biomechanics. J Appl Biomech, 13 (2):135-163.
- De Luca CJ, Knaflitz M. 1992. Surface Electromyography: What's New? Turin: C.L.U.T.

- Descarreaux M, Lalonde C, Normand MC. 2007. Isometric force parameters and trunk muscle recruitment strategies in a population with low back pain. *J Manipulative Physiol Ther*, 30 (2):91-97.
- DiClemente R, Salazar L, Crosby R, Wingood G. 2007. Interventionsstrategien. In: Kerr J, Weitkunat R, Moretti M, Hrsg. *ABC der Verhaltensänderung*. München: Urban & Fischer, 206-220.
- Donchin M, Woolf O, Kaplan L, Floman Y. 1990. Secondary prevention of low-back pain. A clinical trial. *Spine (Phila Pa 1976)*, 15 (12):1317-1320.
- Dunn KM. 2010. Extending conceptual frameworks: life course epidemiology for the study of back pain. *BMC Musculoskelet Disord*, 11:23.
- Edgerton VR, Wolf SL, Levendowski DJ, Jennrich RI, Roy RR. 1997. EMG activity in neck and back muscles during selected static postures in adult males and females. *Physiotherapy Theory and Practice*, 13 (3):179-195.
- Engel GL. 1977. The need for a new medical model: a challenge for biomedicine. *Science*, 196 (4286):129-136.
- Farina D, Cescon C, Merletti R. 2002. Influence of anatomical, physical, and detection-system parameters on surface EMG. *Biol Cybern*, 86 (6):445-456.
- Farina D, Merletti R, Indino B, Graven-Nielsen T. 2004. Surface EMG crosstalk evaluated from experimental recordings and simulated signals. *Reflections on crosstalk interpretation, quantification and reduction. Methods Inf Med*, 43 (1):30-35.
- Flothow A, Kempf H-D, Kuhnt U, Lehmann G, Hrsg. 2011. *KddR-Manual Neue Rückenschule Professionelle Kurskonzeption in Theorie und Praxis*. München: Urban & Fischer.
- Fordyce WE, Hrsg. 1995. *Back pain in the work place. Management of disability in nonspecific conditions*. . Seattle: IASP Press.
- Fuchs R. 2003. *Sport, Gesundheit und Public Health*. 1 Aufl. Göttingen: Hogrefe.
- Fuchs R, Göhner W, Seelig H, Hrsg. 2007. *Aufbau eines körperlich-aktiven Lebensstils*. Göttingen: Hogrefe.
- Gibbons SGT, Comerford MJ. 2001. Strength versus stability: Part 1: Concept and terms. *Orth Div Rev*, (March/April):21-27.
- GKV-Spitzenverband. 2010. *Leitfaden Prävention Handlungsfelder und Kriterien des GKV-Spitzenverbandes zur Umsetzung von §§ 20 und 20a SGB V vom 21. Juni 2000 in der Fassung vom 27. August 2010* Berlin: GKV-Spitzenverband.
- Glomsrod B, Lonn JH, Soukup MG, Bo K, Larsen S. 2001. "Active back school", prophylactic management for low back pain: three-year follow-up of a randomized, controlled trial. *J Rehabil Med*, 33 (1):26-30.
- Gralow I. 2000. Psychosocial aspects of chronic low back pain. *Schmerz*, 14 (2):104-110.
- Hagmark T, Thorstensson A. 1979. Fibre types in human abdominal muscles. *Acta Physiol Scand*, 107 (4):319-325.
- Harkapaa K, Mellin G, Jarvikoski A, Hurri H. 1990. A controlled study on the outcome of inpatient and outpatient treatment of low back pain. Part III. Long-term follow-up of pain, disability, and compliance. *Scand J Rehabil Med*, 22 (4):181-188.
- Hartvigsen J, Bakketeig LS, Leboeuf-Yde C, Engberg M, Lauritzen T. 2001. The association between physical workload and low back pain clouded by the "healthy worker" effect: population-based cross-sectional and 5-year prospective questionnaire study. *Spine*, 26 (16):1788-1792; discussion 1792-1783.

- Hasenbring M, Hallner D, Klasen B. 2001. Psychologische Mechanismen in Prozess der Schmerzchronifizierung - Unter- oder überbewertet? Schmerz, 15 (6):442-447.
- Hecht S. 2012. Evaluation einer multimodalen Präventivintervention: Die Neue Rückenschule Chemnitz: Technische Universität Chemnitz.
- Helou A, Kostivic-Cilic L, Ollenschläger G. 1998. Nutzermanual zur Checkliste "Methodische Qualität von Leitlinien" Köln: Zentralstelle der Deutschen Ärzteschaft zur Qualitätssicherung in der Medizin.
- Hemingway MA, Biedermann HJ, Inglis J. 1995. Electromyographic recordings of paraspinal muscles: variations related to subcutaneous tissue thickness. Biofeedback Self Regul, 20 (1):39-49.
- Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. 2000. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. J Electromyogr Kinesiol, 10 (5):361-374.
- Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman DF, Blok J, Rau G, . . . Hägg G. 1999. European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy, results of the SENIAM project. Enschede: Roessingh Research and Development b.v.
- Hides JA, Richardson CA, Jull GA. 1996. Multifidus muscle recovery is not automatic after resolution of acute, first-episode low back pain. Spine, 21 (23):2763-2769.
- Hides JA, Jull GA, Richardson CA. 2001. Long-term effects of specific stabilizing exercises for first-episode low back pain. Spine, 26 (11):E243-248.
- Hides JA, Stokes MJ, Saide M, Jull GA, Cooper DH. 1994. Evidence of lumbar multifidus muscle wasting ipsilateral to symptoms in patients with acute/subacute low back pain. Spine, 19 (2):165-172.
- Hill JC, Whitehurst DG, Lewis M, Bryan S, Dunn KM, Foster NE, . . . Hay EM. 2011. Comparison of stratified primary care management for low back pain with current best practice (STarT Back): a randomised controlled trial. Lancet, 378 (9802):1560-1571.
- Hodges P. 1999. Is there a role for transversus abdominis in lumbo-pelvic stability? Manual Therapy, 4 (2):74-86.
- Hodges P, Richardson CA. 1996. Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. A motor control evaluation of transversus abdominis. Spine, 21 (22):2640-2650.
- Hodges P, Richardson CA. 1997. Feedforward contraction of transversus abdominis is not influenced by the direction of arm movement. Exp Brain Res, 114 (2):362-370.
- Hodges P, Richardson CA. 1998. Delayed postural contraction of transversus abdominis in low back pain associated with movement of the lower limb. J Spinal Disord, 11 (1):46-56.
- Hodges P, Richardson CA. 1999. Altered trunk muscle recruitment in people with low back pain with upper limb movement at different speeds. Arch Phys Med Rehabil, 80 (9):1005-1012.
- Hodges P, Holm AK, Hansson T, Holm S. 2006. Rapid atrophy of the lumbar multifidus follows experimental disc or nerve root injury. Spine (Phila Pa 1976), 31 (25):2926-2933.
- Hodges P, Kaigle Holm A, Holm S, Ekstrom L, Cresswell A, Hansson T, Thorstensson A. 2003. Intervertebral stiffness of the spine is increased by evoked contraction of transversus abdominis and the diaphragm: in vivo porcine studies. Spine, 28 (23):2594-2601.

- Hodselmans AP, Dijkstra PU, Geertzen JH, van der Schans CP. 2010. Nonspecific chronic low back pain patients are deconditioned and have an increased body fat percentage. *Int J Rehabil Res*, 33 (3):268-270.
- Hoffer JA, Andreassen S. 1981. Regulation of soleus muscle stiffness in premammillary cats: intrinsic and reflex components. *J Neurophysiol*, 45 (2):267-285.
- Hollmann W, Hettinger T, Strüder HK. 2000. Sportmedizin. Grundlagen für Arbeit, Training und Präventmedizin. 4. Aufl.: Schattauer.
- Hoogendoorn WE, van Poppel MN, Bongers PM, Koes BW, Bouter LM. 2000. Systematic review of psychosocial factors at work and private life as risk factors for back pain. *Spine (Phila Pa 1976)*, 25 (16):2114-2125.
- Hurri H. 1989. The Swedish back school in chronic low back pain. Part II. Factors predicting the outcome. *Scand J Rehabil Med*, 21 (1):41-44.
- Ivanenko YP, Poppele RE, Lacquaniti F. 2004. Five basic muscle activation patterns account for muscle activity during human locomotion. *J Physiol*, 556 (Pt 1):267-282.
- Jannasch O. 2004. Untersuchungen von chronischen Rückenschmerzpatienten und gesunden Vergleichspersonen mittels Oberflächenelektromyographie während statischer Belastung Jena: Friedrich-Schiller-Universität.
- Jerusalem M, Weber H, Hrsg. 2003. Psychologische Gesundheitsförderung: Diagnostik und Prävention. 1 Aufl. Göttingen: Hogrefe Verlag.
- Jorgensen K, Nicholaisen T, Kato M. 1993. Muscle fiber distribution, capillary density, and enzymatic activities in the lumbar paravertebral muscles of young men. Significance for isometric endurance. *Spine*, 18 (11):1439-1450.
- Kankaanpää M, Taimela S, Laaksonen D, Hänninen O, Airaksinen O. 1998. Back and hip extensor fatigability in chronic low back pain patients and controls. *Arch Phys Med Rehabil*, 79 (4):412-417.
- Kapandji IA. 2009. Funktionelle Anatomie der Gelenke. Obere Extremität - Untere Extremität - Rumpf und Wirbelsäule. 5 Aufl. Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
- KddR 01.05.2014. Inhalte der Präventiven Rückenschule <http://www.kddr.de/wp-content/uploads/2011/09/Inhalte-der-Praeventiven-Rueckenschule.pdf>.
- Keefe FJ, Rumble ME, Scipio CD, Giordano LA, Perri LM. 2004. Psychological aspects of persistent pain: current state of the science. *J Pain*, 5 (4):195-211.
- Keijsers JF, L. MWH, Steenbakkers M, Meertens RM, Bouter LM, Kok G. 1990. The efficacy of the back school: A randomized trial. *Arthritis & Rheumatism*, 3 (4):204-209.
- Kempf H-D, Hrsg. 2010. Die neue Rückenschule. Das Praxisbuch. Heidelberg: Springer Medizin Verlag.
- Klaber Moffett JA, Chase SM, Portek I, Ennis JR. 1986. A controlled, prospective study to evaluate the effectiveness of a back school in the relief of chronic low back pain. *Spine (Phila Pa 1976)*, 11 (2):120-122.
- Koh TJ, Grabiner MD. 1993. Evaluation of methods to minimize cross talk in surface electromyography. *J Biomech*, 26 Suppl 1:151-157.
- Krause N, Ragland DR, Fisher JM, Syme SL. 1998. Psychosocial job factors, physical workload, and incidence of work-related spinal injury: a 5-year prospective study of urban transit operators. *Spine*, 23 (23):2507-2516.
- Kröner-Herwig B. 2011. Schmerzpsychotherapie - Grundlagen - Diagnostik - Krankheitsbilder – Behandlung. Heidelberg: Springer.
- Kuhnt U. 2006. Von der "Klassischen Rückenschule" zur "Neuen Rückenschule". *Die Säule*, 16 (4):152-159.

- Kuiken TA, Lowery MM, Stoykov NS. 2003. The effect of subcutaneous fat on myoelectric signal amplitude and cross-talk. *Prosthet Orthot Int*, 27 (1):48-54.
- Lahad A, Malter AD, Berg AO, Deyo RA. 1994. The effectiveness of four interventions for the prevention of low back pain. *JAMA*, 272 (16):1286-1291.
- Lankhorst GJ, Van de Stadt RJ, Vogelaar TW, Van der Korst JK, Prevo AJ. 1983. The effect of the Swedish Back School in chronic idiopathic low back pain. A prospective controlled study. *Scand J Rehabil Med*, 15 (3):141-145.
- Lariviere C, Arsenault AB. 2008. On the use of EMG-ratios to assess the coordination of back muscles. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 23 (10):1209-1219.
- Laube W, Anders C. 2009. Pathophysiologie des Low Back Pain. In: Laube W, Hrsg. *Sensomotorisches Sytem Physiologisches Detailwissen für Physiotherapeuten*. Stuttgart: Georg Thieme, 440-472.
- Lawrence JH, De Luca CJ. 1983. Myoelectric signal versus force relationship in different human muscles. *J Appl Physiol*, 54 (6):1653-1659.
- Leclaire R, Esdaile JM, Suissa S, Rossignol M, Proulx R, Dupuis M. 1996. Back school in a first episode of compensated acute low back pain: a clinical trial to assess efficacy and prevent relapse. *Arch Phys Med Rehabil*, 77 (7):673-679.
- Lee PJ, Rogers EL, Granata KP. 2006. Active trunk stiffness increases with co-contraction. *J Electromyogr Kinesiol*, 16 (1):51-57.
- Lim SS, Vos T, Flaxman AD, Danaei G, Shibuya K, Adair-Rohani H, . . . Memish ZA. 2012. A comparative risk assessment of burden of disease and injury attributable to 67 risk factors and risk factor clusters in 21 regions, 1990-2010: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2010. *Lancet*, 380 (9859):2224-2260.
- Lindequist S, Lundberg B, Wikmark R, Bergstad B, Loof G, Ottermark AC. 1984. Information and regime at low back pain. *Scand J Rehabil Med*, 16 (3):113-116.
- Linton SJ, van Tulder MW. 2001. Preventive interventions for back and neck pain problems: what is the evidence? *Spine (Phila Pa 1976)*, 26 (7):778-787.
- Lippke S, Renneberg B. 2006. Theorien und Modelle des Gesundheitsverhaltens. In: Renneberg B, Hammelstein P, Hrsg. *Gesundheitspsychologie*. Heidelberg: Springer Medizin Verlag, 35-60.
- Loisel P, Buchbinder R, Hazard R, Keller R, Scheel I, van Tulder M, Webster B. 2005. Prevention of work disability due to musculoskeletal disorders: the challenge of implementing evidence. *J Occup Rehabil*, 15 (4):507-524.
- Lonn JH, Glomsrod B, Soukup MG, Bo K, Larsen S. 1999. Active back school: prophylactic management for low back pain. A randomized, controlled, 1-year follow-up study. *Spine*, 24 (9):865-871.
- Lowery MM, Stoykov NS, Taflove A, Kuiken TA. 2002. A multiple-layer finite-element model of the surface EMG signal. *IEEE Trans Biomed Eng*, 49 (5):446-454.
- Lühmann D. 2005. Prävention von Rückenschmerz - Grundlagen und mögliche Interventionsstrategien. *Bewegungstherapie & Gesundheitssport*, 21:138-145.
- Lühmann D, Schmidt CO, Hrsg. 2007. Prävention von Rückenschmerzen Experten-Panel "Rückenschmerz". Gütersloh: Bertelsmann Stiftung.
- Lühmann D, Kohlmann T, Raspe H. 1999. Die Wirksamkeit von Rückenschulprogrammen in kontrollierten Studien Eine Literaturübersicht. *Zeitschrift für ärztliche Fortbildung und Qualität im Gesundheitswesen (ZaeFQ)*:341-348.

- Lühmann D, Müller VE, Raspe H. 2004. Prävention von Rückenschmerzen. Lübeck: Institut für Sozialmedizin Universitätsklinikum Schleswig-Holstein.
- MacDonald D, Moseley GL, Hodges PW. 2010. People with recurrent low back pain respond differently to trunk loading despite remission from symptoms. *Spine (Phila Pa 1976)*, 35 (7):818-824.
- Mandell PJ, Weitz E, Bernstein JI, Lipton MH, Morris J, Bradshaw D, . . . Mattmiller B. 1993. Isokinetic trunk strength and lifting strength measures. Differences and similarities between low-back-injured and noninjured workers. *Spine (Phila Pa 1976)*, 18 (16):2491-2501.
- Maul I, Laubli T, Oliveri M, Krueger H. 2005. Long-term effects of supervised physical training in secondary prevention of low back pain. *Eur Spine J*, 14 (6):599-611.
- Mayer TG, Gatchel RJ, Kishino N, Keeley J, Mayer H, Capra P, Mooney V. 1986. A prospective short-term study of chronic low back pain patients utilizing novel objective functional measurement. *Pain*, 25 (1):53-68.
- McFadden KD, Bagnall KM, Mahon M, Ford D. 1984. Histochemical Fiber Composition of Lumbar Back Muscles in the Rabbit. *Acta Anatomica*, 120 (3):146-150.
- McGill KC. 2004. Surface electromyogram signal modelling. *Med Biol Eng Comput*, 42 (4):446-454.
- Meng K, Seekatz B, Rossband H, Worringer U, Faller H, Vogel H. 2009. Development of a Standardized Back School for In-Patient Orthopaedic Rehabilitation. *Die Rehabilitation*, 48 (6):335-344.
- Mesin L, Merletti R, Rainoldi A. 2009. Surface EMG: the issue of electrode location. *J Electromyogr Kinesiol*, 19 (5):719-726.
- Morone G, Paolucci T, Alcuri MR, Vulpiani MC, Matano A, Bureca I, . . . Saraceni VM. 2011. Quality of life improved by multidisciplinary back school program in patients with chronic non-specific low back pain: a single blind randomized controlled trial. *Eur J Phys Rehabil Med*, 47 (4):533-541.
- Mounce K. 2002. Back pain. *Rheumatology (Oxford)*, 41 (1):1-5.
- Müller G. 2011. Medizinische Grundlagen. In: Flothow A, Kempf H-D, Kuhnt U, Lehmann G, Hrsg. *KddR-Manual Neue Rückenschule Professionelle Kurskonzeption in Theorie und Praxis*. München: Urban & Fischer, 10-22.
- Murray CJ, Vos T, Lozano R, Naghavi M, Flaxman AD, Michaud C, . . . Memish ZA. 2012. Disability-adjusted life years (DALYs) for 291 diseases and injuries in 21 regions, 1990-2010: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2010. *Lancet*, 380 (9859):2197-2223.
- Nachemson A, Elfstrom G. 1970. Intravital dynamic pressure measurements in lumbar discs. A study of common movements, maneuvers and exercises. *Scand J Rehabil Med Suppl*, 1:1-40.
- Osterholz U. 1993. Kritische Bewertung der Wirksamkeit verschiedener Massnahmen zur Lösung des Problems "Rückenschmerz". Berlin.
- Pabst M, Wutzler R. 2013. Evaluierung von Langzeiteffekten der Neuen Rückenschule Auswirkungen eines Auffrischkurses auf muskulär-physiologische Parameter sowie der Gleichgewichtsfähigkeit [Bachelorarbeit]. Jena: Friedrich-Schiller-Universität.
- Padua R, Bondi R, Ceccarelli E, Alviti F. 2009. Re: A randomized study of back school in women with chronic low back pain. Quality of life at three, six, and twelve months follow-up. *Spine (Phila Pa 1976)*, 34 (12):1336.
- Panjabi MM. 1992. The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis. *J Spinal Disord*, 5 (4):390-396.



- Hrsg. 2002. Consequences of a subfailure injury. A hypothesis of chronic spine pain. IV World Congress of Biomechanics. Calgary.
- Panjabi MM. 2003. Clinical spinal instability and low back pain. *J Electromyogr Kinesiol*, 13 (4):371-379.
- Penttinen J, Nevala-Puranen N, Airaksinen O, Jaaskelainen M, Sintonen H, Takala J. 2002. Randomized controlled trial of back school with and without peer support. *J Occup Rehabil*, 12 (1):21-29.
- Peters ML, Vlaeyen JW, Weber WE. 2005. The joint contribution of physical pathology, pain-related fear and catastrophizing to chronic back pain disability. *Pain*, 113 (1-2):45-50.
- Pfeffer I. 2010a. Bindung und Dropout im Gesundheitssport: Förderliche und hemmende Bedingungen/Determinanten. In: Stoll O, Pfeffer I, Alfermann D, Hrsg. *Lehrbuch Sportpsychologie*. 1 Aufl. Bern: Huber, 253-275.
- Pfeffer I. 2010b. Einstiegs- und Bleibemotivation im Gesundheitssport: Modelle und Befunde. In: Stoll O, Pfeffer I, Alfermann D, Hrsg. *Lehrbuch Sportpsychologie*. 1 Aufl. Bern: Huber, 223-252.
- Pfeifer K. 2004. Expertise zur Prävention von Rückenschmerzen durch bewegungsbezogene Interventionen im Auftrag der Bertelsmannstiftung und der Akademie für Manuelle Medizin an der Universität Münster. Magdeburg: Institut für Sportwissenschaft Otto-von-Guericke Universität Magdeburg.
- Pfeifer K, Steib S, Hentschke C. 2011. Sportwissenschaft. In: Flothow A, Kempf H-D, Kuhnt U, Lehmann G, Hrsg. *KddR-Manual Neue Rückenschule Professionelle Kurskonzeption in Theorie und Praxis*. München: Urban & Fischer, 30-38.
- Pfingsten M. 2004. Angstvermeidungs-Überzeugungen bei Rückenschmerzen Gütekriterien und prognostische Relevanz des FABQ. *Schmerz*, 18 (1):17-27.
- Pfingsten M, Schops P. 2004. Chronische Rückenschmerzen: Vom Symptom zur Krankheit. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*, 142 (2):146-152.
- Pfingsten M, Korb J, Hasenbring M. 2011. Psychologische Mechanismen der Chronifizierung. In: Kröner-Herwig B, Frettlöh J, Klinger R, Nilges P, Hrsg. *Schmerzpsychotherapie: Grundlagen – Diagnostik – Krankheitsbilder – Behandlung*. Berlin: Springer, 115-134.
- Pfingsten M, Nagel B, Emrich O, Seemann H, Lindena G, Korb J. 2007. *Deutscher Schmerzfragebogen Handbuch*. Deutsche Gesellschaft zum Studium des Schmerzes (DGSS).
- Phillips RB, Frymoyer JW, Mac Pherson BV, Newburg AH. 1986. Low back pain: a radiographic enigma. *J Manipulative Physiol Ther*, 9 (3):183-187.
- Pincus T, Burton AK, Vogel S, Field AP. 2002. A systematic review of psychological factors as predictors of chronicity/disability in prospective cohorts of low back pain. *Spine (Phila Pa 1976)*, 27 (5):E109-120.
- Pincus T, Kent P, Bronfort G, Loisel P, Pransky G, Hartvigsen J. 2013. Twenty-five years with the biopsychosocial model of low back pain-is it time to celebrate? A report from the twelfth international forum for primary care research on low back pain. *Spine (Phila Pa 1976)*, 38 (24):2118-2123.
- Pitcher MJ, Behm DG, MacKinnon SN. 2008. Reliability of electromyographic and force measures during prone isometric back extension in subjects with and without low back pain. *Appl Physiol Nutr Metab*, 33 (1):52-60.
- Polatin PB, Kinney RK, Gatchel RJ, Lillo E, Mayer TG. 1993. Psychiatric illness and chronic low-back pain. The mind and the spine--which goes first? *Spine*, 18 (1):66-71.

- Putz C. 2007. Zur reflektorischen Kontrolle des Rumpfes bei externen Störungen im aufrechten Stand Entwicklung einer Individualdiagnostik zur Prävention des unspezifischen Rückenschmerzes.: Dissertationsschrift, Fakultät für Soz. und Verhaltenswissenschaft, Friedrich-Schiller-Universität Jena.
- Rainoldi A, Nazzaro M, Merletti R, Farina D, Caruso I, Gaudenti S. 2000. Geometrical factors in surface EMG of the vastus medialis and lateralis muscles. *J Electromyogr Kinesiol*, 10 (5):327-336.
- Rauber A, Kopsch F. 2003. Anatomie des Menschen. Stuttgart: Georg Thieme.
- Reucher H, Rau G, Silny J. 1987. Spatial filtering of noninvasive multielectrode EMG: Part I-Introduction to measuring technique and applications. *IEEE Trans Biomed Eng*, 34 (2):98-105.
- Ribeiro LH, Jennings F, Jones A, Furtado R, Natour J. 2008. Effectiveness of a back school program in low back pain. *Clin Exp Rheumatol*, 26 (1):81-88.
- Richardson CA, Jull G, Hodges P, Hides J. 1999. Therapeutic Exercise for Spinal Segmental Stabilization in Low Back Pain. Scientific Basis and Clinical Approach. 1 Aufl. Sydney: Churchill Livingstone.
- Rohen JW, Lütjen-Drecoll E. 2006. Lehrbuch der makroskopischen Anatomie nach funktionellen Gesichtspunkten. 11 Aufl. Stuttgart: Schattauer.
- Rush AJ, Polatin P, Gatchel RJ. 2000. Depression and Chronic Low Back Pain: Establishing Priorities in Treatment. *Spine*, 25 (20):2566-2571.
- Sahin N, Albayrak I, Durmus B, Ugurlu H. 2011. Effectiveness of back school for treatment of pain and functional disability in patients with chronic low back pain: a randomized controlled trial. *J Rehabil Med*, 43 (3):224-229.
- Saur P, Koch D, Steinmetz U, Straub A, Ensink FB, Kettler D, Hildebrandt J. 1997. [Isokinetic strength of lumbar muscles in patients with chronic backache]. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*, 135 (4):315-322.
- Schenk RJ, Doran RL, Stachura JJ. 1996. Learning effects of a back education program. *Spine (Phila Pa 1976)*, 21 (19):2183-2188; discussion 2189.
- Schilling N. 2005. Characteristics of paravertebral muscles-fibre type distribution pattern in the pika, *Ochotona rufescens* (Mammalia : Lagomorpha). *Journal of Zoological Systematics and Evolutionary Research*, 43 (1):38-48.
- Schlapbach P. 1994. Rückenschule als Präventionsmaßnahme gegen Rückenschmerz: Modeintervention oder Neurotisierungsmittel? *Therapeutische Umschau*, 51:431-436.
- Schneider S, Randoll D, Buchner M. 2006. Why do women have back pain more than men? A representative prevalence study in the federal republic of Germany. *Clin J Pain*, 22 (8):738-747.
- Scholz U, Schütz B, Ziegelmann J. 2007. Motivation zu körperlicher Aktivität. In: Fuchs R, Göhner W, Seelig H, Hrsg. Aufbau eines körperlich-aktiven Lebensstils. Göttingen: Hogrefe, 131-149.
- Schüßler G. 2005. Psychosomatik / Psychotherapie systematisch. 3 Aufl. Bremen: Uni-Med.
- Sirles AT, Brown K, Hilyer JC. 1991. Effects of back school education and exercise in back injured municipal workers. *AAOHN J*, 39 (1):7-12.
- Sniehotta F, Winter J, Dombrowski S, Johnston M. 2007. Volitionale Verhaltenskontrolle. In: Fuchs R, Göhner W, Seelig H, Hrsg. Aufbau eines körperlich-aktiven Lebensstils. Göttingen: Hogrefe, 150-169.
- Solomonow M, Baratta RV, Banks A, Freudenberger C, Zhou BH. 2003. Flexion-relaxation response to static lumbar flexion in males and females. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 18 (4):273-279.

- Stankovic R, Johnell O. 1995. Conservative treatment of acute low back pain. A 5-year follow-up study of two methods of treatment. *Spine (Phila Pa 1976)*, 20 (4):469-472.
- Stark A, Fuchs R. 2011. Verhaltensänderungsmodelle und ihre Implikation für die Bewegungsförderung. In: Nordrhein-Westfalen LfGuAdL, Hrsg. Gesundheit durch Bewegung fördern Empfehlungen für Wissenschaft und Praxis. Düsseldorf, 27-30.
- Stokes IA, Henry SM, Single RM. 2003. Surface EMG electrodes do not accurately record from lumbar multifidus muscles. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 18 (1):9-13.
- Streicher H. 2005. New concepts in back class training? Effects of a therapeutical back class training focussing on proprioceptive-coordinative skills. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*.
- Takehara I, Chu J, Li TC, Schwartz I. 2004. Reliability of quantitative motor unit action potential parameters. *Muscle Nerve*, 30 (1):111-113.
- Turk DC, Okifuji A. 2002. Psychological factors in chronic pain: evolution and revolution. *J Consult Clin Psychol*, 70 (3):678-690.
- Tutzschke R, Anders C, Borys C, Nodop S, Rößler O, Strauss B, Scholle HC. 2014. Evaluation of the German new back school : Muscular physiological characteristics. *Der Schmerz*, 28 (2):166-174.
- Urquhart DM, Barker PJ, Hodges PW, Story IH, Briggs CA. 2005. Regional morphology of the transversus abdominis and obliquus internus and externus abdominis muscles. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 20 (3):233-241.
- Valerius KP, Frank A, Kolster BC, Hirsch MC, Hamilton C, Lafont EA. 2002. Das Muskelbuch. Funktionelle Darstellung der Muskeln des Bewegungsapparates. Stuttgart: Hippokrates.
- Valerius KP, Frank A, Kolster BC, Hamilton C, Alexandre Lafont E, Kreutzer R. 2012. Das Muskelbuch. Anatomie Untersuchung Bewegung. 6 Aufl. Berlin: KVM - Der Medizinverlag.
- van der Roer N, van Tulder M, Barendse J, Knol D, van Mechelen W, de Vet H. 2008. Intensive group training protocol versus guideline physiotherapy for patients with chronic low back pain: a randomised controlled trial. *Eur Spine J*, 17 (9):1193-1200.
- van Dieen JH, Cholewicki J, Radebold A. 2003. Trunk muscle recruitment patterns in patients with low back pain enhance the stability of the lumbar spine. *Spine*, 28 (8):834-841.
- Van Nieuwenhuysse A, Somville PR, Crombez G, Burdorf A, Verbeke G, Johannik K, . . . Moens GF. 2006. The role of physical workload and pain related fear in the development of low back pain in young workers: evidence from the BelCoBack Study; results after one year of follow up. *Occup Environ Med*, 63 (1):45-52.
- van Tulder M, Becker A, Bekkering T, Breen A, del Real MT, Hutchinson A, . . . Malmivaara A. 2006. Chapter 3. European guidelines for the management of acute nonspecific low back pain in primary care. *Eur Spine J*, 15 Suppl 2:S169-191.
- van Tulder MW, Koes BW, Bouter LM. 1997a. Conservative treatment of acute and chronic nonspecific low back pain. A systematic review of randomized controlled trials of the most common interventions. *Spine*, 22 (18):2128-2156.
- van Tulder MW, Assendelft WJ, Koes BW, Bouter LM. 1997b. Spinal radiographic findings and nonspecific low back pain. A systematic review of observational studies. *Spine*, 22 (4):427-434.

- Volinn E. 1997. The epidemiology of low back pain in the rest of the world. A review of surveys in low- and middle-income countries. *Spine*, 22 (15):1747-1754.
- Voss H, Herrlinger R. 1979. Taschenbuch der Anatomie. 16. Aufl. Jena: Gustav Fischer.
- Waddell G. 1987. 1987 Volvo award in clinical sciences. A new clinical model for the treatment of low-back pain. *Spine*, 12 (7):632-644.
- Waddell G. 2004. The biopsychosocial model. In: Waddell G, Hrsg. *The Back Pain Revolution*. Edinburgh, Scotland: Churchill Livingstone, 265-282.
- Wappelhorst U, Kittelmann A, Röbbelen C. 2006. Lehr- und Arbeitsbuch Funktionelle Anatomie. 1 Aufl. München: Urban & Fischer.
- Weineck J. 2009. Optimales Training. 16 Aufl. Balingen: Spitta Verlag GmbH & Co. KG.
- Weiß A, Weiß W, Stehle J, Zimmer K, Heck H, Raab P. 2004. The influence of a psychomotor training program on the posture and motor skills of children in pre-school age. *deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*.
- WHO. 2005. Internationale Klassifikation der Funktionsfähigkeit, Behinderung und Gesundheit. Genf.
- Wilke HJ, Rohlmann A, Neller S, Graichen F, Claes L, Bergmann G. 2003. ISSLS Prize Winner: A Novel Approach to Determine Trunk Muscle Forces During Flexion and Extension: A Comparison of Data From an In Vitro Experiment and In Vivo Measurements. *Spine*, 28 (23):2585-2593.
- Zachrisson-Forssell M. 1981. The Back School. *Spine*, 6 (1):104-106.

## 7 Anhang

### 7.1 Differenzierung anhand schmerzbezogener Variablen

#### 7.1.1 Subgruppenvergleich: Dynamik

##### 7.1.1.1 RMS

**Tabelle 16 Ergebnisse U-Test Subgruppenvergleich; RMS-Werte, dynamische Aufgaben; blaue Felder=sig. Unterschiede, Differenzen unter Angabe in %: „+“ =SST low / Responder > SST high / Non-Responder, „-“ = SST low / Responder < SST high / Non-Responder**

SST low vs. SST high

HL

U0	U1	U2	U3	U4
		+99,3		
	+87,7			

VL

U0	U1	U2	U3	U4
+142,4			+71,2	
-59,3				

HM

U0	U1	U2	U3	U4
	+88,1	+105,3		
	+76,5			
	+55,8	+70,4		
		-42,8		

VM

U0	U1	U2	U3	U4
+86,7		+87,6	+40,8	
	-26,2			
-30,6				

HS

U0	U1	U2	U3	U4
+63,1	+76,4			
+199,7				
+41,5			+68,2	
	-61,1			

VS

U0	U1	U2	U3	U4
+110,9				
		+79,0		

Responder vs. Non-Responder

HL

U0	U1	U2	U3	U4
		+27,9		+44,5

VL

U0	U1	U2	U3	U4
+77,2				

HM

U0	U1	U2	U3	U4
			+41,1	
+28,4		+30,6		+28,4

VM

U0	U1	U2	U3	U4
+49,3				

HS

U0	U1	U2	U3	U4
+53,5				+32,4
				+34,6

VS

U0	U1	U2	U3	U4
				+31,2
+47,1				+25,5
+44,3				

7.1.1.2 *Relativ*

**Tabelle 17 Ergebnisse U-Test Subgruppenvergleich; Relativ-Werte, dynamische Aufgaben, blaue Felder=sig. Unterschiede, Differenzen unter Angabe in %: „+“ =SST low / Responder > SST high / Non-Responder, „-“ = SST low / Responder < SST high / Non-Responder**

SST low vs. SST high										Resonder vs. Non-Responder									
HL					VL					HL					VL				
U0	U1	U2	U3	U4	U0	U1	U2	U3	U4	U0	U1	U2	U3	U4	U0	U1	U2	U3	U4
RA	+40,1																		
OI																			
OE							+21,1												
MF																			
ES																			
BF		-29,0																	
RF		-17,6																	
HM					VM					HM					VM				
U0	U1	U2	U3	U4	U0	U1	U2	U3	U4	U0	U1	U2	U3	U4	U0	U1	U2	U3	U4
RA						+11,3													
OI							-38,0												
OE																			
MF							-12,9												
ES																			
BF																			
RF																			
HS					VS					HS					VS				
U0	U1	U2	U3	U4	U0	U1	U2	U3	U4	U0	U1	U2	U3	U4	U0	U1	U2	U3	U4
RA	+26,1										+23,4								
OI																			
OE							+35,6				+9,8								
MF																			
ES																			
BF																			
RF																			

7.1.1.3 *Range*

**Tabelle 18 Ergebnisse U-Test Subgruppenvergleich; Range-Werte, dynamische Aufgaben; blaue Felder=sig. Unterschiede, Differenzen unter Angabe in %: „+“ =SST low / Responder > SST high / Non-Responder, „-“ = SST low / Responder < SST high / Non-Responder**

SST low vs. SST high										Resonder vs. Non-Responder									
HL					VL					HL					VL				
U0	U1	U2	U3	U4	U0	U1	U2	U3	U4	U0	U1	U2	U3	U4	U0	U1	U2	U3	U4
RA																			
OI							-34,1												
OE							-36,6		-33,8										
MF																			
ES																			
BF																			
RF																			
HM					VM					HM					VM				
U0	U1	U2	U3	U4	U0	U1	U2	U3	U4	U0	U1	U2	U3	U4	U0	U1	U2	U3	U4
RA																			
OI																			
OE																			
MF																			
ES																			
BF																			
RF																			
HS					VS					HS					VS				
U0	U1	U2	U3	U4	U0	U1	U2	U3	U4	U0	U1	U2	U3	U4	U0	U1	U2	U3	U4
RA	+249,4																		
OI																			
OE							-34,1												
MF							-22,1	-25,3											
ES																			
BF																			
RF																			

## 7.2 Subgruppenvergleich: Statik

### 7.2.1 RMS

**Tabelle 19 Ergebnisse U-Test Subgruppenvergleich; RMS-Werte, statische Aufgaben; blaue Felder=sig. Unterschiede, Differenzen unter Angabe in %: „+“ =SST low / Responder > SST high / Non-Responder, „-“ = SST low / Responder < SST high / Non-Responder**

SST low vs SST high						Responder vs. Non-Responder					
RA						RA					
	U0	U1	U2	U3	U4		U0	U1	U2	U3	U4
V0						V0					
V5						V5					
V10						V10					
V20						V20					
V30					-53,2	V30					
V45	-26,4	-26,2			-47,2	V45					
V60	-18,9					V60		+18,9			
R0						R0					
R5			+33,8			R5					
R10						R10					
R20	+230,6	+99,9	+101,5			R20					
R30	+239,4	+72,2	+125,8			R30					
R45	+178,9	+82,5	+85,8	+108,7	+91,8	R45					
R60	+169,3	+119,2	+105,9		+65,5	R60					
OI						OI					
	U0	U1	U2	U3	U4		U0	U1	U2	U3	U4
V0	+84,2					V0					
V5		+44,7		+58,6		V5					
V10	+76,3					V10					
V20	+78,1					V20					
V30		+56,4				V30					
V45	+33,4					V45					
V60	+24,6					V60					
R0	+75,7					R0					
R5	+122,6	+103,3	+147,6	+109,2	+48,8	R5					
R10	+170,3	+84,8	+119,4	+93,8		R10					
R20	+294,4	+117,6	+99,5		+126,5	R20					
R30	+485,1	+94,7	+72,6		+185,0	R30					
R45	+251,3		+125,9			R45					
R60	+291,9	+72,7	+129,1			R60					
OE						OE					
	U0	U1	U2	U3	U4		U0	U1	U2	U3	U4
V0						V0					
V5						V5					
V10						V10					
V20				+29,5		V20					
V30						V30					
V45	+11,3				-34,7	V45					
V60	+9,8					V60					
R0				+27,9		R0					
R5			+72,9	+77,4		R5					
R10			+93,4	+116,1		R10					
R20				+121,8		R20					
R30	+83,3			+115,0		R30					
R45	+93,3		+89,6	+89,5		R45					
R60	+81,6					R60					
MF						MF					
	U0	U1	U2	U3	U4		U0	U1	U2	U3	U4
V0						V0	+10,8		+36,2		+16,8
V5						V5					+42,6
V10						V10	+17,9				+55,0
V20						V20	+23,3				
V30						V30	+27,1				
V45	+1,6				+64,4	V45	+28,6				
V60	+12,2					V60		+39,5			
R0						R0					
R5						R5					
R10						R10	+18,3				
R20			+38,6			R20					
R30	+27,1	+46,7	+50,8	+63,9		R30					
R45	+46,0		+39,8	+42,9		R45	+44,9				
R60	+46,3					R60	+54,8				

	ES				
	U0	U1	U2	U3	U4
V0					
V5					
V10					
V20					
V30					
V45	-5,6				
V60	+7,8				
R0					
R5					
R10					
R20					
R30	+47,9			+30,7	
R45	+32,9			+68,6	
R60	+42,8			+50,8	

	BF				
	U0	U1	U2	U3	U4
V0					
V5					
V10					
V20					
V30					
V45	+40,3				
V60	+38,9				
R0					
R5					
R10					
R20					
R30					
R45					
R60					

	RF				
	U0	U1	U2	U3	U4
V0		-44,7		-49,8	
V5		-42,8		-33,1	
V10		-39,4		-44,0	
V20		-47,3		-37,4	
V30		-32,2		-32,0	
V45	-22,2	-43,3	-36,1	-24,8	
V60	-11,3	-24,8		-30,4	
R0		-56,3			
R5					
R10					
R20					
R30					
R45	+62,3				
R60					

	ES				
	U0	U1	U2	U3	U4
V0				+16,7	
V5					
V10					
V20					
V30					
V45					
V60			+25,4		
R0					
R5					
R10					
R20					-29,9
R30					
R45					
R60	+23,3				

	BF				
	U0	U1	U2	U3	U4
V0			+56,1		
V5					
V10					
V20					
V30					
V45					
V60					
R0					
R5					
R10					
R20					
R30					
R45					
R60					

	RF				
	U0	U1	U2	U3	U4
V0					
V5					
V10					
V20					
V30					
V45					
V60					
R0					
R5					
R10					
R20					
R30					
R45					
R60					

## 7.2.2 AKZ

Tabelle 20 Ergebnisse U-Test Subgruppenvergleich; AKZ-Werte, statische Aufgaben; blaue Felder=sig. Unterschiede, Differenzen unter Angabe in %: „+“ =SST low / Responder > SST high / Non-Responder, „-“ = SST low / Responder < SST high / Non-Responder

	SST low vs SST high				
	RA				
	U0	U1	U2	U3	U4
V0					
V5					
V10					
V20					
V30					
V45	-6,7				
V60		+5,6			
R0	-52,9	-49,7	-53,9	-49,6	-61,2
R5	-36,3				
R10					
R20					
R30					
R45					
R60					

	Responder vs. Non-Responder				
	RA				
	U0	U1	U2	U3	U4
V0					
V5					
V10					
V20					
V30					
V45					
V60					
R0					
R5					
R10					
R20					
R30					
R45					
R60					



# Anhang

	OI				
	U0	U1	U2	U3	U4
V0					
V5					
V10					
V20					
V30					
V45	-7,6	-8,1			
V60	-10,6	-19,8		-11,5	-17,4
R0					
R5					
R10					
R20					
R30					
R45					
R60					

	OE				
	U0	U1	U2	U3	U4
V0					
V5					
V10					
V20					
V30					
V45	-4,3				-13,2
V60			+5,1		
R0					
R5					
R10					
R20					
R30					
R45					
R60					

	MF				
	U0	U1	U2	U3	U4
V0					
V5			-17,6		
V10					
V20					
V30					
V45	-6,5				
V60					
R0			-47,2	-44,8	
R5	-37,2				
R10				-24,3	-42,4
R20					
R30					
R45					
R60			+4,5		

	ES				
	U0	U1	U2	U3	U4
V0					
V5	-19,1	-11,2			
V10					
V20					
V30					
V45	-7,1				
V60					
R0		-10,7	-12,4	-18,0	
R5					
R10					
R20					
R30					
R45					
R60					

	BF				
	U0	U1	U2	U3	U4
V0					
V5					
V10					-15,1
V20					
V30					
V45	-3,4				
V60					
R0		-48,6	-12,1		
R5					
R10					
R20					
R30					
R45					
R60	0,0	-1,8		-15,2	

	OI				
	U0	U1	U2	U3	U4
V0					
V5					
V10					
V20					
V30					
V45					
V60					
R0					
R5					
R10					
R20					
R30				-25,6	
R45					
R60					

	OE				
	U0	U1	U2	U3	U4
V0					
V5					
V10					
V20					
V30					
V45					
V60					
R0					
R5					
R10					
R20					
R30					
R45					
R60					

	MF				
	U0	U1	U2	U3	U4
V0					
V5					
V10					
V20					
V30					
V45					
V60					
R0					
R5					
R10					
R20					
R30					
R45					
R60			-3,1	-4,1	+3,2

	ES				
	U0	U1	U2	U3	U4
V0					
V5					
V10					
V20					
V30					
V45					
V60					
R0					
R5					
R10					
R20					-21,4
R30					-13,6
R45					
R60				-20,1	+2,0

	BF				
	U0	U1	U2	U3	U4
V0					+82,0
V5					
V10					
V20					
V30					
V45					
V60					
R0					
R5					
R10					
R20					
R30					
R45					
R60	+2,2	+1,7		-13,5	-0,9

	RF			
	U0	U1	U2	U3
V0			-16,1	-31,9
V5		-34,1		
V10				
V20				
V30				
V45	-8,3			
V60	+4,0	+3,8		+4,0
R0		-61,2		
R5				
R10				
R20				
R30				
R45				
R60				

	RF			
	U0	U1	U2	U3
V0			-15,1	-32,5
V5				
V10				
V20				
V30	+11,2			
V45				
V60				
R0				
R5				
R10				
R20				
R30				
R45				-18,9
R60				

### 7.2.3 KM

Tabelle 21 Ergebnisse U-Test Subgruppenvergleich; KM-Werte, statische Aufgaben; blaue Felder=sig. Unterschiede, Differenzen unter Angabe in %: „+“ =SST low / Responder > SST high / Non-Responder, „-“ = SST low / Responder < SST high / Non-Responder

SST low vs SST high				
	RA			
	U0	U1	U2	U3
V0				-45,4
V5				
V10				
V20				
V30				-37,7
V45	-42,7	-28,1		-52,0
V60	-40,2			-49,3
R0				
R5				
R10				
R20				
R30	+31,1		+26,1	
R45		+26,3		
R60		+21,7	+25,0	

Responder vs. Non-Responder				
	RA			
	U0	U1	U2	U3
V0				
V5				
V10				
V20				
V30				
V45				
V60				
R0			-26,0	
R5				
R10				
R20				
R30				+28,7
R45				
R60				+17,9

	OI			
	U0	U1	U2	U3
V0	+67,0			
V5		+30,4		+35,5
V10				
V20				
V30		+47,3		
V45	+8,9			
V60				
R0	+49,8			
R5	+42,3	+43,8	+19,1	+42,1
R10	+35,8	+22,6	+28,7	
R20				
R30				
R45				
R60				

	OI			
	U0	U1	U2	U3
V0				
V5			-28,2	
V10				
V20			-41,9	
V30			-34,1	
V45				
V60				
R0				
R5				
R10				
R20				
R30				
R45				
R60				

	OE			
	U0	U1	U2	U3
V0				
V5				
V10				-41,4
V20				
V30				-28,3
V45	-8,9	-18,3		-29,8
V60	-12,4			-30,0
R0				
R5				
R10				
R20				
R30				
R45				
R60				

	OE			
	U0	U1	U2	U3
V0				
V5			-27,8	
V10				
V20			-17,3	
V30				
V45				
V60				
R0				
R5				
R10				
R20				
R30				
R45				
R60				

	MF				
	U0	U1	U2	U3	U4
V0					
V5					
V10					
V20					
V30					
V45	-3,1				
V60	-3,2				
R0					
R5	-39,5				
R10		-34,3		-45,2	
R20					
R30					
R45					
R60					

	ES				
	U0	U1	U2	U3	U4
V0					
V5					
V10					
V20					
V30					
V45	-8,7				
V60	-6,4				
R0					
R5		-39,3	-37,5		
R10		-31,4			
R20		-43,2			
R30					
R45					
R60					

	BF				
	U0	U1	U2	U3	U4
V0					
V5					
V10					
V20					
V30					
V45	+3,5				
V60	+10,1				
R0					
R5	-44,4		-32,9	-49,5	
R10	-52,6	-22,8		-53,5	
R20	-51,2	-40,6		-51,5	-48,4
R30	-61,4	-35,4			-53,2
R45	-60,6	-44,1			-39,2
R60	-45,2	-30,7			

	RF				
	U0	U1	U2	U3	U4
V0		-54,4		-56,1	
V5		-46,3		-54,3	
V10		-29,8		-36,0	
V20		-58,1			
V30		-31,0		-28,5	
V45	-24,0	-41,0	-33,5		
V60	-30,3	-28,5		-28,5	
R0		-23,5			
R5					
R10					
R20					
R30					
R45			-37,4	-27,9	
R60				-40,2	

	MF				
	U0	U1	U2	U3	U4
V0					
V5					
V10					+32,3
V20					+27,6
V30					+21,7
V45					
V60					
R0					
R5					
R10					
R20					
R30					
R45					
R60					

	ES				
	U0	U1	U2	U3	U4
V0					-22,8
V5					
V10					
V20					
V30					
V45					
V60					
R0					
R5					
R10					
R20					
R30					
R45					
R60					

	BF				
	U0	U1	U2	U3	U4
V0					
V5					
V10					
V20					
V30					
V45					
V60					
R0					
R5					
R10					
R20					
R30					
R45					
R60					

	RF				
	U0	U1	U2	U3	U4
V0					
V5					
V10					
V20					-37,1
V30					
V45					
V60					
R0					
R5					
R10					
R20					
R30					
R45					
R60					

### 7.2.3.1 KM Rumpf

**Tabelle 22 Ergebnisse U-Test Subgruppenvergleich; KM Rumpf-Werte, statische Aufgaben; blaue Felder=sig. Unterschiede, Differenzen unter Angabe in %: „+“ =SST low / Responder > SST high / Non-Responder, „-“ = SST low / Responder < SST high / Non-Responder**

SST low vs SST high						Responder vs. Non-Responder					
RA						RA					
	U0	U1	U2	U3	U4		U0	U1	U2	U3	U4
V0					-49,5	V0					
V5						V5					
V10					-44,2	V10					
V20					-65,0	V20					
V30				-45,8	-71,3	V30					
V45	-38,3	-28,6		-34,0	-56,9	V45					
V60	-42,4				-59,0	V60					
R0					-37,3	R0					
R5						R5					
R10						R10					
R20		+29,1				R20					
R30						R30				+14,0	
R45		+13,6				R45					
R60		+15,9				R60					
OI						OI					
	U0	U1	U2	U3	U4		U0	U1	U2	U3	U4
V0	+95,2					V0					
V5	+63,7	+48,6		+33,6		V5			-32,7		
V10	+66,8	+38,3				V10					
V20	+50,4					V20					
V30		+45,1				V30			-27,9		
V45	+20,2					V45					
V60	+7,4					V60					
R0	+56,6					R0					
R5	+43,5	+30,7		+25,4		R5					
R10	+32,5	+27,1				R10					
R20		+32,4				R20					
R30					+33,0	R30					
R45						R45					
R60						R60					
OE						OE					
	U0	U1	U2	U3	U4		U0	U1	U2	U3	U4
V0						V0					
V5						V5			-21,9		
V10					-46,7	V10					
V20					-39,2	V20					
V30					-32,1	V30					
V45	-14,0	-24,0			-39,9	V45					
V60	-9,2				-22,2	V60					
R0						R0					
R5						R5					
R10						R10					
R20						R20					
R30		-22,7			-20,2	R30					
R45		-29,3			-19,9	R45					
R60	-14,0					R60					
MF						MF					
	U0	U1	U2	U3	U4		U0	U1	U2	U3	U4
V0	-14,7					V0					
V5						V5					+20,9
V10						V10					+16,5
V20						V20					+17,6
V30						V30	+12,5				+17,0
V45	-4,4					V45					
V60	-3,3					V60					
R0						R0					
R5	-31,9				-33,9	R5					
R10				-43,3		R10					
R20						R20					
R30						R30					
R45						R45					
R60	-44,5					R60					

	ES				
	U0	U1	U2	U3	U4
V0					
V5					
V10					
V20					
V30					
V45	+11,5				
V60	+6,1				
R0			-30,0		
R5		-39,6	-40,7		
R10			-41,9		
R20		-41,6			
R30					
R45			-41,1		
R60					

	ES				
	U0	U1	U2	U3	U4
V0					-23,4
V5					
V10					
V20					
V30					
V45					
V60					
R0					
R5					
R10					
R20					
R30					
R45					
R60					

### 7.3 Welche Veränderungen bewirkt die Neue RS?

#### 7.3.1 Dynamik Wilcoxon-Tests

##### 7.3.1.1 RMS – Werte

##### 7.3.1.1.1 Alle Probanden

**Tabelle 23** Ergebnisse Wilcoxon-Test, Zeitpunktevergleich RMS-Werte, dynamische Aufgaben; blaue Felder=sig. Unterschiede, Differenzen unter Angabe in % jeweils in Bezug zu U1; Datensatz: alle Probanden

	HL			
	U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1
RA				
OI				
OE				
MF				
ES				
BF		-11,8		-16,1
RF				

	HM			
	U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1
RA				
OI				
OE				
MF				
ES				
BF		-15,0		
RF				

	HS			
	U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1
RA	+23,4			
OI				
OE	+9,8			
MF				
ES				
BF				
RF				

	VL			
	U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1
RA				
OI				
OE				
MF		-6,5		
ES				
BF		-9,9		
RF				

	VM			
	U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1
RA				
OI	-3,9			
OE				
MF				
ES				
BF				
RF				

	VS			
	U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1
RA			+11,6	
OI				
OE				
MF				
ES				
BF				
RF	+32,0			

	HL			
	U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1
RA	+40,1			
OI				
OE				
MF				
ES				
BF		-29,0		-22,5
RF		-17,6		

	HM			
	U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1
RA				
OI				
OE				
MF				
ES				
BF				
RF				

	HS			
	U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1
RA	+26,1			
OI				
OE				
MF				
ES				
BF				
RF				

	VL			
	U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1
RA				
OI				
OE	+21,1			
MF				
ES				
BF				
RF				

	VM			
	U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1
RA	+11,3			
OI		-38,0		
OE				
MF		-12,9		
ES				
BF				
RF				

	VS			
	U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1
RA				
OI				
OE		+35,6		
MF				
ES				
BF				
RF				

### 7.3.1.1.2 Responder

**Tabelle 24 Ergebnisse Wilcoxon-Test, Zeitpunktevergleich RMS-Werte, dynamische Aufgaben; blaue Felder=sig. Unterschiede, Differenzen unter Angabe in % jeweils in Bezug zu U1; Datensatz: Responder**

HL					HM					HS				
	U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1		U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1		U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1
RA	+40,1				RA					RA	+26,1			
OI					OI					OI				
OE					OE					OE				
MF					MF					MF				
ES					ES					ES				
BF		-29,0		-22,5	BF					BF				
RF		-17,6			RF					RF				

VL					VM					VS				
	U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1		U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1		U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1
RA					RA	+11,3				RA				
OI					OI		-38,0			OI				
OE	+21,1				OE					OE		+35,6		
MF					MF		-12,9			MF				
ES					ES					ES				
BF					BF					BF				
RF					RF					RF				

### 7.3.1.1.3 Non-Responder

**Tabelle 25 Ergebnisse Wilcoxon-Test, Zeitpunktevergleich RMS-Werte, dynamische Aufgaben; blaue Felder=sig. Unterschiede, Differenzen unter Angabe in % jeweils in Bezug zu U1; Datensatz: Non-Responder**

HL					HM					HS				
	U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1		U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1		U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1
RA		+16,7			RA					RA				
OI					OI					OI				
OE		+18,2			OE					OE	-0,5			
MF					MF					MF				
ES					ES					ES	-17,2	-14,5		
BF					BF		-15,0			BF				
RF					RF					RF				

VL					VM					VS				
	U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1		U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1		U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1
RA					RA					RA				
OI					OI					OI				
OE					OE					OE				
MF					MF			-8,6		MF				
ES					ES					ES				
BF			-25,1		BF		-6,5			BF				
RF					RF					RF				

### 7.3.1.1.4 geringe Schmerzstärke

**Tabelle 26 Ergebnisse Wilcoxon-Test, Zeitpunktevergleich RMS-Werte, dynamische Aufgaben; blaue Felder=sig. Unterschiede, Differenzen unter Angabe in % jeweils in Bezug zu U1; Datensatz: SST low**

HL					HM					HS				
	U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1		U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1		U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1
RA					RA					RA				
OI					OI					OI				
OE					OE					OE				
MF					MF					MF				
ES					ES					ES				
BF		-31,0			BF		-15,0			BF				
RF					RF					RF				

VL					VM					VS				
	U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1		U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1		U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1
RA				-0,6	RA					RA			-0,5	
OI					OI					OI				
OE					OE					OE				
MF					MF					MF				
ES					ES					ES				
BF		-20,0	-21,9	-13,3	BF		-11,9	-19,4		BF				
RF					RF					RF	-28,8			

### 7.3.1.1.5 hohe Schmerzstärke

**Tabelle 27 Ergebnisse Wilcoxon-Test, Zeitpunktevergleich RMS-Werte, dynamische Aufgaben; blaue Felder=sig. Unterschiede, Differenzen unter Angabe in % jeweils in Bezug zu U1; Datensatz: SST high**

HL					HM					HS				
	U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1		U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1		U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1
RA			+35,2		RA					RA				
OI					OI					OI				
OE					OE					OE				
MF					MF					MF				
ES					ES					ES				
BF					BF		-15,0			BF				
RF					RF					RF				

VL					VM					VS				
	U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1		U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1		U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1
RA					RA					RA				
OI					OI					OI				
OE					OE					OE				
MF					MF					MF				
ES					ES					ES				
BF					BF					BF				
RF	+62,2				RF					RF				

### 7.3.1.2 Relativ-Werte

#### 7.3.1.2.1 Alle

**Tabelle 28 Ergebnisse Wilcoxon-Test, Zeitpunktevergleich Relativ-Werte, dynamische Aufgaben; blaue Felder=sig. Unterschiede, Differenzen unter Angabe in % jeweils in Bezug zu U1; Datensatz: alle Probanden**

HL					HM					HS				
	U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1		U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1		U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1
RA	+0,5	-0,0			RA		+0,1			RA				
OI					OI					OI				
OE	+0,7	+0,7			OE	+0,4	+0,8	+0,4		OE	+0,0			
MF					MF					MF				
ES		+1,6			ES					ES				
BF		-1,6			BF		-1,0			BF				
RF					RF					RF				

VL					VM					VS				
	U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1		U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1		U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1
RA					RA					RA			+0,2	
OI					OI					OI				
OE					OE					OE				
MF					MF					MF				
ES				+0,6	ES					ES				
BF			-1,0	-1,0	BF					BF				
RF					RF					RF	+0,7			

7.3.1.2.2 *Responder***Tabelle 29** Ergebnisse Wilcoxon-Test, Zeitpunktevergleich Relativ-Werte, dynamische Aufgaben; blaue Felder=sig. Unterschiede, Differenzen unter Angabe in % jeweils in Bezug zu U1; Datensatz: Responder

HL					HM					HS				
	U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1		U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1		U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1
RA	+0,3				RA					RA	+0,4			
OI					OI					OI				
OE		+1,0			OE					OE				
MF					MF					MF				
ES		+2,3			ES					ES				
BF	-2,0	-1,6			BF					BF				
RF					RF	-0,4				RF				

VL					VM					VS				
	U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1		U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1		U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1
RA					RA					RA				
OI					OI					OI				
OE	+0,5	+0,2		+0,1	OE					OE				
MF					MF					MF				
ES					ES					ES				
BF					BF					BF				
RF					RF					RF				

7.3.1.2.3 *Non-Responder***Tabelle 30** Ergebnisse Wilcoxon-Test, Zeitpunktevergleich Relativ-Werte, dynamische Aufgaben; blaue Felder=sig. Unterschiede, Differenzen unter Angabe in % jeweils in Bezug zu U1; Datensatz: Non-Responder

HL					HM					HS				
	U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1		U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1		U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1
RA		+0,6			RA					RA				
OI					OI					OI				
OE	+0,2	+0,7	+0,3		OE					OE	+0,4			
MF			-0,3		MF					MF				
ES					ES					ES	-2,9			
BF					BF		-15,0			BF				
RF					RF					RF				

VL					VM					VS				
	U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1		U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1		U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1
RA					RA					RA				
OI					OI					OI				
OE					OE					OE				
MF					MF					MF				
ES					ES					ES				
BF			-3,1		BF					BF			+4,3	
RF					RF					RF				

7.3.1.2.4 *geringe Schmerzstärke***Tabelle 31** Ergebnisse Wilcoxon-Test, Zeitpunktevergleich Relativ-Werte, dynamische Aufgaben; blaue Felder=sig. Unterschiede, Differenzen unter Angabe in % jeweils in Bezug zu U1; Datensatz: SST low

HL					HM					HS				
	U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1		U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1		U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1
RA					RA					RA				
OI					OI					OI				
OE		+1,3			OE					OE	+0,2			
MF					MF					MF		+0,4		
ES					ES					ES				
BF		-1,8			BF		-15,0			BF				
RF					RF					RF				

VL					VM					VS				
	U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1		U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1		U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1
RA					RA					RA			-0,4	
OI					OI					OI				
OE					OE					OE				
MF					MF					MF				
ES				+0,6	ES					ES				
BF		-1,2	-2,0		BF		-0,7			BF				
RF					RF					RF				



### 7.3.1.2.5 hohe Schmerzstärke

**Tabelle 32** Ergebnisse Wilcoxon-Test, Zeitpunktevergleich Relativ-Werte, dynamische Aufgaben; blaue Felder=sig. Unterschiede, Differenzen unter Angabe in % jeweils in Bezug zu U1; Datensatz: SST high

HL					HM					HS				
	U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1		U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1		U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1
RA					RA					RA				
OI					OI					OI				
OE					OE					OE				
MF			-2,6		MF					MF				
ES					ES					ES				
BF					BF		-15,0			BF				
RF					RF					RF		-1,5		

VL					VM					VS				
	U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1		U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1		U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1
RA					RA					RA				
OI					OI				-0,2	OI				
OE					OE					OE				
MF		-1,9			MF			-2,3		MF	+2,6			
ES					ES					ES				
BF					BF					BF				
RF	+2,4	+2,2			RF					RF				

### 7.3.1.3 Range-Werte

#### 7.3.1.3.1 Alle

**Tabelle 33** Ergebnisse Wilcoxon-Test, Zeitpunktevergleich Range-Werte, dynamische Aufgaben; blaue Felder=sig. Unterschiede, Differenzen unter Angabe in % jeweils in Bezug zu U1; Datensatz: alle Probanden

HL					HM					HS				
	U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1		U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1		U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1
RA	+25,1		+98,6		RA					RA				
OI			+14,0	+36,5	OI					OI				
OE					OE					OE				
MF					MF					MF				
ES			+3,7	+27,9	ES			+6,9		ES			+21,2	
BF		+7,7		+21,4	BF			+4,9		BF				
RF				+9,6	RF					RF				

VL					VM					VS				
	U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1		U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1		U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1
RA					RA					RA				
OI					OI					OI				
OE					OE					OE				
MF					MF					MF			+12,4	
ES					ES					ES	+14,3			
BF					BF					BF				
RF					RF					RF		+27,2		

7.3.1.3.2 *Responder***Tabelle 34** Ergebnisse Wilcoxon-Test, Zeitpunktevergleich Relativ-Werte, dynamische Aufgaben; blaue Felder=sig. Unterschiede, Differenzen unter Angabe in % jeweils in Bezug zu U1; Datensatz: Responder

HL					HM					HS				
	U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1		U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1		U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1
RA	+67,1		+81,6	+26,7	RA					RA				
OI				+47,2	OI		-18,3			OI				+18,9
OE				+35,0	OE					OE				+38,2
MF					MF					MF				
ES				+31,7	ES					ES				+21,1
BF				+43,4	BF					BF				
RF				+75,3	RF					RF				

VL					VM					VS				
	U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1		U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1		U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1
RA					RA					RA		+15,3		+36,4
OI					OI					OI	+23,2	+27,6	+10,8	+20,6
OE		+42,1			OE					OE		+77,9		
MF					MF					MF		+29,0	+35,0	
ES					ES					ES		+19,6	+23,7	+30,2
BF					BF					BF				
RF					RF					RF		+30,9	+43,5	

7.3.1.3.3 *Non-Responder***Tabelle 35** Ergebnisse Wilcoxon-Test, Zeitpunktevergleich Relativ-Werte, dynamische Aufgaben; blaue Felder=sig. Unterschiede, Differenzen unter Angabe in % jeweils in Bezug zu U1; Datensatz: Non-Responder

HL					HM					HS				
	U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1		U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1		U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1
RA					RA					RA				
OI					OI					OI				
OE					OE					OE				
MF				+43,9	MF					MF				
ES					ES					ES				
BF					BF		-15,0			BF				
RF					RF					RF				

VL					VM					VS				
	U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1		U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1		U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1
RA					RA					RA				
OI					OI					OI				
OE					OE					OE				
MF					MF					MF				
ES					ES					ES				
BF					BF					BF				
RF					RF					RF				

7.3.1.3.4 *geringe Schmerzstärke***Tabelle 36** Ergebnisse Wilcoxon-Test, Zeitpunktevergleich Relativ-Werte, dynamische Aufgaben; blaue Felder=sig. Unterschiede, Differenzen unter Angabe in % jeweils in Bezug zu U1; Datensatz: SST low

HL					HM					HS				
	U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1		U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1		U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1
RA					RA					RA				
OI					OI					OI				
OE	+17,6				OE					OE				
MF					MF					MF				
ES					ES					ES			+31,2	
BF		+24,7			BF		-15,0			BF				
RF	+50,1				RF					RF				

VL					VM					VS				
	U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1		U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1		U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1
RA					RA					RA	+66,3			
OI					OI					OI	+56,5		+29,4	
OE					OE					OE	+30,0		+55,7	
MF					MF					MF			+22,5	
ES					ES					ES	+23,0		+21,5	
BF					BF					BF				
RF					RF		+21,7			RF				

7.3.1.3.5 *hohe Schmerzstärke***Tabelle 37** Ergebnisse Wilcoxon-Test, Zeitpunktevergleich Relativ-Werte, dynamische Aufgaben; blaue Felder=sig. Unterschiede, Differenzen unter Angabe in % jeweils in Bezug zu U1; Datensatz: SST high

HL					HM					HS				
	U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1		U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1		U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1
RA					RA					RA				
OI					OI					OI				
OE					OE					OE			+12,9	
MF			+20,0		MF					MF				
ES					ES					ES				
BF					BF		-15,0			BF				
RF					RF					RF				

VL					VM					VS				
	U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1		U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1		U0-U1	U2-U1	U3-U1	U4-U1
RA					RA				+14,9	RA				
OI					OI					OI				
OE					OE					OE				
MF					MF					MF				
ES					ES					ES				
BF					BF					BF				
RF					RF				-13,4	RF				

## 7.3.2 Statik Wilcoxon-Tests

### 7.3.2.1 Muskelweise

#### 7.3.2.1.1 Alle

**Tabelle 38 Ergebnisse Wilcoxon-Test, Zeitpunktevergleich RMS- & AKZ-Werte, statische Aufgaben; blaue Felder=sig. Unterschiede, Differenzen unter Angabe in % jeweils in Bezug zu U1; Datensatz: alle Probanden**

RMS							
U0-U1							
	RA	OI	OE	MF	ES	BF	RF
V0							
V5						-16,6	
V10							
V20							
V30						+4,8	
V45						-3,7	
V60						-10,3	
R0						-27,4	
R5							
R10							
R20	+143,4	+9,1					-27,4
R30							
R45				+7,2			
R60		+8,1					
U2-U1							
	RA	OI	OE	MF	ES	BF	RF
V0					+12,9		
V5							
V10							
V20					+7,2		
V30					+2,5		
V45							
V60						-16,2	
R0							
R5	+12,0						
R10			+23,5	+23,8			
R20							
R30							
R45							
R60							
U3-U1							
	RA	OI	OE	MF	ES	BF	RF
V0						+29,6	
V5							
V10							
V20							
V30		-17,7					
V45			-7,6				
V60			-6,3		-1,2		
R0							
R5							
R10							
R20		+6,7					
R30			-5,4			-15,5	
R45		-19,4					
R60		-29,6	-20,1				
U4-U1							
	RA	OI	OE	MF	ES	BF	RF
V0							
V5	+2,2						
V10							
V20							
V30					-3,6	+1,5	
V45							
V60							
R0							
R5							
R10	+29,0			+23,7			
R20				+9,7			
R30				+11,9			
R45				+7,1			
R60		-17,8		+7,2			

AKZ							
U0-U1							
	RA	OI	OE	MF	ES	BF	RF
V0							
V5				-1,3			
V10							
V20							
V30							-6,5
V45							
V60							
R0							
R5							
R10							
R20		-1,3					-1,8
R30		-1,4					
R45					+14,0		+3,3
R60					+3,1		
U2-U1							
	RA	OI	OE	MF	ES	BF	RF
V0							
V5			+6,5				
V10							
V20					+3,5		
V30					+2,5		
V45							
V60							-10,9
R0							
R5	+1,0		+3,0				
R10			+6,0	+7,9			
R20			+4,2				
R30							
R45	+4,1	+2,4					
R60							
U3-U1							
	RA	OI	OE	MF	ES	BF	RF
V0					+1,2	+2,0	
V5					+2,8	+3,4	
V10						+1,8	
V20					+3,5	+1,0	
V30					+3,1	+2,7	
V45					+1,4		
V60		+8,5					
R0							
R5							
R10		+1,2					
R20							
R30							
R45							
R60							
U4-U1							
	RA	OI	OE	MF	ES	BF	RF
V0			+0,2				
V5	+5,7						+10,1
V10							
V20							
V30							
V45							
V60							
R0							
R5			+2,2				
R10	+1,4	+1,8	+2,2				+3,2
R20		+5,1					
R30							
R45	+1,2	+3,9					
R60							

## 7.3.2.1.2 Responder

Tabelle 39 Ergebnisse Wilcoxon-Test, Zeitpunktevergleich RMS- &amp; AKZ-Werte, statische Aufgaben; blaue Felder=sig. Unterschiede, Differenzen unter Angabe in % jeweils in Bezug zu U1; Datensatz: Responder

RMS							
U0-U1							
	RA	OI	OE	MF	ES	BF	RF
V0							
V5		+6,4					
V10		+14,4					
V20							
V30							
V45							
V60							
R0						-39,5	
R5							
R10							
R20							
R30							
R45							
R60							

U2-U1							
	RA	OI	OE	MF	ES	BF	RF
V0					+22,3		
V5					+26,2		
V10							
V20					+18,8		
V30					+17,4		
V45							
V60							
R0							
R5							
R10				+31,4			
R20							
R30	+29,9						
R45	+29,5						
R60							

U3-U1							
	RA	OI	OE	MF	ES	BF	RF
V0					+12,9	+65,5	
V5					+11,3	+57,2	
V10							
V20							
V30							
V45							
V60							
R0							
R5							
R10							
R20							
R30			-10,1			-33,2	
R45							
R60		-6,9	-18,5				

U4-U1							
	RA	OI	OE	MF	ES	BF	RF
V0							
V5							
V10							
V20							
V30							
V45							
V60							
R0							
R5							
R10	+38,6			+35,9			
R20							
R30				+13,9		-21,0	
R45				+9,8			
R60							

AKZ							
U0-U1							
	RA	OI	OE	MF	ES	BF	RF
V0							
V5							
V10							
V20							
V30							
V45							
V60							
R0							
R5							
R10							
R20							
R30							
R45							
R60					+4,9		

U2-U1							
	RA	OI	OE	MF	ES	BF	RF
V0							
V5						+6,8	
V10							
V20					+5,5		
V30					+4,8		
V45							
V60							
R0	-0,9						
R5			+0,3				
R10				+7,4			
R20							
R30							
R45	+3,3						
R60							

U3-U1							
	RA	OI	OE	MF	ES	BF	RF
V0					+3,0	+4,6	
V5					+3,9	+8,3	
V10							
V20					+5,3		
V30					+4,8		
V45							
V60							
R0							
R5							
R10							
R20							
R30							
R45							
R60					-17,8		

U4-U1							
	RA	OI	OE	MF	ES	BF	RF
V0				+2,1			
V5							
V10			+9,2	+2,8			
V20							
V30							
V45			+4,5				
V60							
R0							
R5					-8,5		
R10	+1,9						+2,7
R20							
R30							
R45							
R60							

## 7.3.2.1.3 Non-Responder

**Tabelle 40 Ergebnisse Wilcoxon-Test, Zeitpunktevergleich RMS- & AKZ-Werte, statische Aufgaben; blaue Felder=sig. Unterschiede, Differenzen unter Angabe in % jeweils in Bezug zu U1; Datensatz: Non-Responder**

RMS							
U0-U1							
	RA	OI	OE	MF	ES	BF	RF
V0							
V5			-9,4				
V10					-16,0	-17,6	
V20							
V30							-32,9
V45							-20,7
V60							
R0							
R5							
R10							
R20							
R30					-28,2		
R45							
R60							

U2-U1							
	RA	OI	OE	MF	ES	BF	RF
V0							
V5							
V10							
V20							
V30							
V45						-18,4	
V60						-23,3	
R0			+1,6	+51,4	+13,6		
R5							
R10							
R20							
R30							
R45							
R60							

U3-U1							
	RA	OI	OE	MF	ES	BF	RF
V0							
V5							
V10							
V20							
V30							
V45		-10,4					
V60				-8,0	-7,9		
R0							
R5							
R10				-9,4	-2,4		
R20							
R30							
R45		-17,3				+6,2	
R60		-19,1					

U4-U1							
	RA	OI	OE	MF	ES	BF	RF
V0							+81,8
V5	+6,4						
V10							
V20							
V30						+8,3	
V45							
V60							
R0							
R5					+18,5		
R10	+9,9						
R20				+25,1	+52,4		
R30							
R45							
R60							

AKZ							
U0-U1							
	RA	OI	OE	MF	ES	BF	RF
V0							
V5							
V10							
V20						+6,1	
V30							-5,4
V45							
V60							
R0							
R5							
R10							
R20							
R30		-3,6					
R45							
R60							

U2-U1							
	RA	OI	OE	MF	ES	BF	RF
V0							
V5							
V10							
V20							
V30							
V45							
V60							-16,6
R0			+4,2				
R5			+3,5				
R10			+5,8				
R20			+4,4				
R30							
R45	+5,5						
R60							

U3-U1							
	RA	OI	OE	MF	ES	BF	RF
V0							
V5							
V10							
V20						+2,5	
V30	-12,5			+1,6	+4,2		
V45	-15,9				+3,0		
V60							
R0							
R5							
R10			+2,9				
R20			+6,8				
R30							
R45							
R60							

U4-U1							
	RA	OI	OE	MF	ES	BF	RF
V0							+32,1
V5							+21,5
V10							
V20							
V30							
V45							
V60							
R0							
R5					+6,8		
R10			+2,7		+8,8		+4,4
R20					+12,1		
R30							
R45	+2,9						
R60							

7.3.2.1.4 *geringe Schmerzstärke***Tabelle 41** Ergebnisse Wilcoxon-Test, Zeitpunktevergleich RMS- & AKZ-Werte, statische Aufgaben; blaue Felder=sig. Unterschiede, Differenzen unter Angabe in % jeweils in Bezug zu U1; Datensatz: SST low

RMS							
U0-U1							
	RA	OI	OE	MF	ES	BF	RF
V0							
V5			-15,0				
V10			-28,3				
V20							
V30							
V45							
V60							
R0							
R5							
R10							
R20		+19,3					
R30		+59,5			-2,2		
R45							
R60							

U2-U1							
	RA	OI	OE	MF	ES	BF	RF
V0			+9,7				
V5							
V10							
V20							
V30					+10,0		
V45					+14,2		
V60							
R0					+6,9		
R5	+18,8						
R10							
R20							
R30							
R45							
R60							

U3-U1							
	RA	OI	OE	MF	ES	BF	RF
V0				-7,3			
V5				-4,8			
V10				-7,0			
V20							
V30							
V45							
V60							
R0							
R5							
R10							
R20		+5,3					
R30							
R45		+11,9					
R60		+6,6					

U4-U1							
	RA	OI	OE	MF	ES	BF	RF
V0							
V5							+63,7
V10							
V20							+40,8
V30						-1,3	
V45							+37,6
V60							
R0							
R5							
R10							
R20							
R30							
R45				+10,6			
R60				+17,7			

AKZ							
U0-U1							
	RA	OI	OE	MF	ES	BF	RF
V0		+13,3					
V5							
V10							
V20							
V30							
V45							
V60							
R0							
R5							
R10							
R20		-7,5					-7,0
R30		-6,7					
R45							-3,6
R60							

U2-U1							
	RA	OI	OE	MF	ES	BF	RF
V0							
V5							
V10							
V20							
V30							
V45					+4,1		
V60							-9,4
R0							
R5			+3,9				
R10			+7,0				
R20							
R30							
R45							
R60							

U3-U1							
	RA	OI	OE	MF	ES	BF	RF
V0							
V5							
V10							
V20	+4,3						
V30							
V45							
V60							
R0							
R5							
R10							
R20							
R30						-16,1	
R45							
R60							

U4-U1							
	RA	OI	OE	MF	ES	BF	RF
V0							
V5							+17,7
V10							
V20							+8,9
V30							
V45							+7,3
V60							
R0							
R5							
R10							+3,4
R20							
R30			-3,1				
R45	+3,7						
R60							

## 7.3.2.1.5 hohe Schmerzstärke

Tabelle 42 Ergebnisse Wilcoxon-Test, Zeitpunktevergleich RMS- &amp; AKZ-Werte, statische Aufgaben; blaue Felder=sig. Unterschiede, Differenzen unter Angabe in % jeweils in Bezug zu U1; Datensatz: SST high

RMS								AKZ							
U0-U1								U0-U1							
	RA	OI	OE	MF	ES	BF	RF		RA	OI	OE	MF	ES	BF	RF
V0								V0							
V5						-8,4		V5						-7,3	
V10								V10							
V20								V20							
V30								V30							-7,5
V45								V45							
V60								V60							
R0						-38,2		R0							
R5							-39,3	R5							
R10					-20,0			R10							
R20							-43,1	R20							
R30					-23,0			R30							
R45							-24,3	R45							
R60					-13,6			R60							
U2-U1								U2-U1							
	RA	OI	OE	MF	ES	BF	RF		RA	OI	OE	MF	ES	BF	RF
V0								V0							
V5								V5							
V10								V10							
V20								V20							
V30								V30							
V45								V45							
V60								V60							
R0							-26,1	R0							
R5								R5							
R10								R10							
R20								R20	+5,0		+4,7				
R30								R30			+2,0				
R45								R45							+5,9
R60								R60							
U3-U1								U3-U1							
	RA	OI	OE	MF	ES	BF	RF		RA	OI	OE	MF	ES	BF	RF
V0								V0						-1,7	
V5			-15,6					V5							
V10						+10,9		V10							
V20			-5,3			+0,2		V20							
V30			-5,8			+2,9		V30							
V45			-15,0					V45							
V60			-10,2					V60							
R0			-16,5					R0		+1,1					
R5								R5		-0,1					
R10			-14,2		-20,1			R10		+2,0					
R20	+31,4							R20	+4,3	+6,2					
R30			-7,1					R30		+1,7					
R45			-3,9					R45							
R60		-14,6	-18,2					R60							
U4-U1								U4-U1							
	RA	OI	OE	MF	ES	BF	RF		RA	OI	OE	MF	ES	BF	RF
V0	+9,6							V0				+0,4			
V5								V5							
V10								V10							
V20								V20							
V30								V30							
V45								V45							
V60								V60							
R0				-12,9			-41,2	R0							
R5								R5							
R10								R10							
R20								R20							
R30		-44,8						R30							
R45		-24,8						R45							
R60		-27,9						R60							



## 7.3.2.2 Positionsweise

## 7.3.2.2.1 Alle

**Tabelle 43 Ergebnisse Wilcoxon-Test, Zeitpunktevergleich KM- & KM Rumpf-Werte, statische Aufgaben; blaue Felder=sig. Unterschiede, Differenzen unter Angabe in % jeweils in Bezug zu U1; Datensatz: alle Probanden**

KM							
U0-U1							
	RA	OI	OE	MF	ES	BF	RF
V0							
V5						-2,1	
V10							
V20							
V30							
V45							
V60						-4,0	
R0						-1,3	
R5							-5,1
R10							
R20			+0,7				-3,2
R30							
R45							-3,6
R60		+1,4					
U2-U1							
	RA	OI	OE	MF	ES	BF	RF
V0							
V5				+0,5			
V10				+0,6			
V20						-4,3	
V30						-2,1	
V45						-4,1	
V60						-3,8	
R0		-0,8					
R5							
R10							-4,3
R20							-2,2
R30							
R45							-2,3
R60							
U3-U1							
	RA	OI	OE	MF	ES	BF	RF
V0						+2,9	
V5		-0,6					
V10							
V20		-0,4					
V30	-0,4	-0,7	-0,1				
V45							
V60							
R0							
R5							
R10							
R20							
R30							
R45		-2,5				+0,3	
R60		-3,5				+0,3	
U4-U1							
	RA	OI	OE	MF	ES	BF	RF
V0							
V5							
V10							
V20							
V30							
V45							
V60							
R0							
R5		-3,9					
R10	+0,9						
R20				+1,0			
R30	+0,1	-2,9	-0,5	+1,1			
R45	+0,7	-4,5		+0,4			
R60	+0,4	-3,6		+0,7		+0,2	

KM Rumpf					
U0-U1					
	RA	OI	OE	MF	ES
V0		+0,1			
V5					
V10					
V20					
V30					
V45					
V60					
R0					
R5					
R10					
R20			-0,6		
R30					
R45					
R60		+1,0	-3,2		
U2-U1					
	RA	OI	OE	MF	ES
V0					
V5				+0,5	
V10					
V20				-0,5	
V30					
V45				-1,4	
V60					
R0		-2,5			
R5		-2,4			
R10				+1,9	
R20					
R30					
R45			-2,8		
R60					
U3-U1					
	RA	OI	OE	MF	ES
V0					
V5					
V10					
V20					
V30		-0,9			
V45					
V60					
R0					+2,7
R5					
R10					
R20					
R30	+0,4				
R45		-0,9			
R60					
U4-U1					
	RA	OI	OE	MF	ES
V0					
V5					
V10					
V20					
V30					
V45					
V60					
R0					
R5		-3,3			
R10	+0,8				
R20				+2,4	
R30		-5,1	-1,0	+2,3	
R45		-5,7		+0,7	
R60	+2,6	-5,5		+1,0	

## 7.3.2.2.2 Responder

**Tabelle 44 Ergebnisse Wilcoxon-Test, Zeitpunktevergleich KM- & KM Rumpf-Werte, statische Aufgaben; blaue Felder=sig. Unterschiede, Differenzen unter Angabe in % jeweils in Bezug zu U1; Datensatz: Responder**

KM							
U0-U1							
	RA	OI	OE	MF	ES	BF	RF
V0							
V5		+0,2					
V10		-0,6					
V20							
V30							
V45							
V60							
R0						-7,0	
R5							
R10							
R20			-0,3				+0,3
R30							
R45							-3,3
R60							

U2-U1							
	RA	OI	OE	MF	ES	BF	RF
V0			-1,2				
V5							
V10							
V20							
V30							
V45							
V60							
R0							
R5							
R10							
R20							-0,9
R30						-0,9	
R45							
R60							

U3-U1							
	RA	OI	OE	MF	ES	BF	RF
V0			-0,8			+3,5	
V5							
V10							
V20	-0,9						
V30							
V45							
V60							
R0							
R5							
R10							
R20							
R30							
R45							
R60							

U4-U1							
	RA	OI	OE	MF	ES	BF	RF
V0							
V5							
V10							
V20							
V30							
V45							
V60							
R0							
R5		-3,8					
R10	+4,3	-1,5		+0,9			
R20							
R30	+6,7			+0,1			
R45	+3,5			+0,1			
R60	+3,3						

KM Rumpf					
U0-U1					
	RA	OI	OE	MF	ES
V0	-1,5	-1,5			
V5		-1,0			
V10		-0,9			
V20					
V30					
V45					
V60					
R0					
R5					
R10					
R20		-0,8			
R30		-1,6			
R45					
R60					

U2-U1					
	RA	OI	OE	MF	ES
V0			-0,8		
V5					
V10					
V20					
V30					
V45					
V60					
R0					
R5					
R10					
R20					
R30			-0,2		
R45			-4,3		
R60					

U3-U1					
	RA	OI	OE	MF	ES
V0					
V5					
V10					
V20					
V30					
V45					
V60					
R0					+2,2
R5					
R10					
R20					
R30			-1,3		
R45					
R60					

U4-U1					
	RA	OI	OE	MF	ES
V0					
V5					
V10					
V20					
V30					
V45					
V60					
R0					
R5		-4,6			
R10	+5,5	-4,0			
R20		-0,9			
R30		-2,0	-3,4		
R45	+4,7			+0,7	
R60		-3,3			

## 7.3.2.2.3 Non-Responder

**Tabelle 45 Ergebnisse Wilcoxon-Test, Zeitpunktevergleich KM- & KM Rumpf-Werte, statische Aufgaben; blaue Felder=sig. Unterschiede, Differenzen unter Angabe in % jeweils in Bezug zu U1; Datensatz: Non-Responder**

KM							
U0-U1							
	RA	OI	OE	MF	ES	BF	RF
V0							
V5				+1,7			
V10							
V20							-0,4
V30							-0,5
V45							
V60							-0,3
R0							
R5							
R10							
R20							
R30							
R45							-4,9
R60		+4,0	-2,4				

U2-U1							
	RA	OI	OE	MF	ES	BF	RF
V0							
V5	+0,6						
V10	+0,3						
V20						-5,7	
V30						-5,9	
V45							
V60	+0,5						
R0							
R5							-3,8
R10							-3,4
R20							-5,7
R30							
R45							
R60							

U3-U1							
	RA	OI	OE	MF	ES	BF	RF
V0						+1,4	
V5							
V10							
V20							
V30		-0,2					
V45							
V60							
R0				+5,7			
R5							
R10						+0,7	
R20							
R30							
R45		-4,0				+0,3	
R60						+0,2	

U4-U1							
	RA	OI	OE	MF	ES	BF	RF
V0							
V5							
V10							
V20							
V30							
V45							
V60							
R0							
R5							
R10							
R20							
R30		-4,8					
R45	-0,8						
R60						+1,0	

KM Rumpf					
U0-U1					
	RA	OI	OE	MF	ES
V0					
V5					
V10					
V20					
V30					
V45					
V60					
R0					
R5					
R10					
R20					
R30					
R45					
R60					

U2-U1					
	RA	OI	OE	MF	ES
V0					
V5	+1,2				
V10	+0,1				
V20					
V30					
V45					
V60					
R0		-1,7		+4,0	
R5					
R10					
R20					
R30					
R45					
R60					

U3-U1					
	RA	OI	OE	MF	ES
V0					
V5					
V10					
V20					
V30					
V45					
V60					
R0				+6,1	
R5					
R10	+1,7		+4,3		
R20					
R30					
R45		-2,1			
R60	+2,0				

U4-U1					
	RA	OI	OE	MF	ES
V0					
V5				-3,8	
V10					
V20					
V30					
V45					
V60					
R0					
R5					
R10					
R20					
R30					
R45		-4,9			
R60					

7.3.2.2.4 *geringe Schmerzstärke***Tabelle 46 Ergebnisse Wilcoxon-Test, Zeitpunktevergleich KM- & KM Rumpf-Werte, statische Aufgaben; blaue Felder=sig. Unterschiede, Differenzen unter Angabe in % jeweils in Bezug zu U1; Datensatz: SST low**

KM							
U0-U1							
	RA	OI	OE	MF	ES	BF	RF
V0							
V5							+1,1
V10							
V20			-0,5				
V30							
V45							
V60							
R0							
R5							
R10							
R20							
R30							
R45							
R60							

U2-U1							
	RA	OI	OE	MF	ES	BF	RF
V0			+0,2				
V5							+0,6
V10							
V20							
V30							
V45							
V60							
R0		-2,7					
R5						+0,1	
R10							
R20							-0,7
R30							
R45							-1,0
R60							

U3-U1							
	RA	OI	OE	MF	ES	BF	RF
V0				-2,7			
V5				-1,2			
V10							
V20				+0,3			
V30	-0,8						
V45							
V60							
R0							
R5							
R10							
R20							
R30							
R45		-0,6				-0,3	
R60						-0,1	

U4-U1							
	RA	OI	OE	MF	ES	BF	RF
V0							
V5							
V10							
V20							
V30			-0,3				
V45							+0,6
V60							
R0							
R5							
R10							
R20							
R30							
R45				+0,8			
R60				+0,6			-2,1

KM Rumpf					
U0-U1					
	RA	OI	OE	MF	ES
V0				-2,3	
V5					
V10					
V20			-0,9		
V30					
V45					
V60					
R0					
R5					
R10					
R20					
R30					
R45					
R60					

U2-U1					
	RA	OI	OE	MF	ES
V0			+0,6		
V5					
V10					
V20					
V30					
V45					
V60					
R0		-2,5			
R5					
R10					
R20					
R30					
R45					
R60					

U3-U1					
	RA	OI	OE	MF	ES
V0				-3,5	
V5					
V10					
V20				-1,2	+0,9
V30					+2,1
V45					+1,1
V60					+0,3
R0					
R5					
R10					
R20			+6,0		
R30					
R45		-0,9			
R60					

U4-U1					
	RA	OI	OE	MF	ES
V0					
V5					
V10					
V20					
V30					
V45					
V60					
R0					
R5					
R10					
R20					
R30					
R45					
R60					

## 7.3.2.2.5 hohe Schmerzstärke

**Tabelle 47 Ergebnisse Wilcoxon-Test, Zeitpunktevergleich KM- & KM Rumpf-Werte, statische Aufgaben; blaue Felder=sig. Unterschiede, Differenzen unter Angabe in % jeweils in Bezug zu U1; Datensatz: SST high**

KM							
U0-U1							
	RA	OI	OE	MF	ES	BF	RF
V0							
V5						-6,7	
V10							
V20							
V30							
V45				+1,4			
V60				+0,7			
R0			+1,3				
R5							
R10							
R20			+3,5				
R30							
R45					-0,3		-6,1
R60							

U2-U1							
	RA	OI	OE	MF	ES	BF	RF
V0							
V5							
V10							
V20						-6,0	
V30						-6,3	
V45							
V60							
R0							
R5				+1,0			
R10							
R20							-2,5
R30				-0,2			
R45							
R60							

U3-U1							
	RA	OI	OE	MF	ES	BF	RF
V0						-0,1	
V5							
V10							
V20		-1,2	-0,5			-2,8	
V30						+1,8	
V45			-0,7				
V60							
R0							
R5							
R10						+0,7	
R20							
R30							
R45						-0,0	+1,0
R60							+3,1

U4-U1							
	RA	OI	OE	MF	ES	BF	RF
V0							
V5							
V10							
V20							
V30							
V45							
V60							
R0				+3,5	-2,2		-4,2
R5				+1,9			
R10				+3,5			
R20							
R30		-4,9					
R45		-6,0					
R60		-5,2					

 | KM Rumpf |    |    |    |    |      | |----------|----|----|----|----|------| | U0-U1    |    |    |    |    |      | |          | RA | OI | OE | MF | ES   | | V0       |    |    |    |    | +0,2 | | V5       |    |    |    |    |      | | V10      |    |    |    |    |      | | V20      |    |    |    |    |      | | V30      |    |    |    |    |      | | V45      |    |    |    |    |      | | V60      |    |    |    |    |      | | R0       |    |    |    |    |      | | R5       |    |    |    |    |      | | R10      |    |    |    |    |      | | R20      |    |    |    |    | -2,8 | | R30      |    |    |    |    |      | | R45      |    |    |    |    | -1,0 | | R60      |    |    |    |    |      |     | U2-U1 |    |    |    |      |    | |-------|----|----|----|------|----| |       | RA | OI | OE | MF   | ES | | V0    |    |    |    |      |    | | V5    |    |    |    |      |    | | V10   |    |    |    |      |    | | V20   |    |    |    |      |    | | V30   |    |    |    |      |    | | V45   |    |    |    |      |    | | V60   |    |    |    |      |    | | R0    |    |    |    |      |    | | R5    |    |    |    | +0,8 |    | | R10   |    |    |    |      |    | | R20   |    |    |    |      |    | | R30   |    |    |    |      |    | | R45   |    |    |    |      |    | | R60   |    |    |    |      |    |     | U3-U1 |      |    |      |    |    | |-------|------|----|------|----|----| |       | RA   | OI | OE   | MF | ES | | V0    |      |    |      |    |    | | V5    |      |    |      |    |    | | V10   |      |    |      |    |    | | V20   |      |    | -1,5 |    |    | | V30   |      |    |      |    |    | | V45   |      |    | -0,9 |    |    | | V60   |      |    |      |    |    | | R0    |      |    |      |    |    | | R5    |      |    |      |    |    | | R10   |      |    |      |    |    | | R20   | +3,5 |    |      |    |    | | R30   | +2,2 |    |      |    |    | | R45   |      |    |      |    |    | | R60   |      |    |      |    |    |     | U4-U1 |      |      |    |      |    | |-------|------|------|----|------|----| |       | RA   | OI   | OE | MF   | ES | | V0    |      | +0,7 |    |      |    | | V5    |      |      |    |      |    | | V10   |      |      |    |      |    | | V20   |      |      |    |      |    | | V30   |      |      |    |      |    | | V45   |      |      |    |      |    | | V60   |      |      |    |      |    | | R0    |      | -6,2 |    |      |    | | R5    |      | -3,0 |    |      |    | | R10   |      |      |    |      |    | | R20   |      |      |    |      |    | | R30   |      |      |    | +2,1 |    | | R45   |      |      |    |      |    | | R60   | +6,1 | -6,4 |    |      |    | |

## 7.4 Unterscheiden sich die OEMG-Daten zwischen den IG und KG? – Tests für nicht verbundene Stichproben

### 7.4.1 Dynamik

#### 7.4.1.1 RMS

##### 7.4.1.1.1 Alle

Tabelle 48 Ergebnisse U-Test, Vergleich IG vs. KG, RMS-Werte, dynamische Aufgaben; blaue (IG>KG) & rote (IG<KG) Felder=sig. Unterschiede, Differenzen unter Angabe in % jeweils in Bezug zur KG; Datensatz: alle Probanden

HL					
	U0	U1	U2	U3	U4
RA	+53		+32		
OI					
OE					
MF					
ES					
BF					
RF					

VL					
	U0	U1	U2	U3	U4
RA					
OI					
OE					
MF	-33				-27
ES	-19				
BF				-20	
RF					

HM					
	U0	U1	U2	U3	U4
RA					
OI					-32
OE					
MF	-34				-21
ES					-24
BF					-38
RF					

VM					
	U0	U1	U2	U3	U4
RA					
OI					
OE					
MF	-24				-27
ES	-18				
BF					
RF					

HS					
	U0	U1	U2	U3	U4
RA					-30
OI	-33				-38
OE					-14
MF	-28		-15		-33
ES	-22				-23
BF	-30		-23		-26
RF					

VS					
	U0	U1	U2	U3	U4
RA					
OI					
OE		-23			
MF					
ES		-17		-24	
BF					
RF					

7.4.1.1.2 *Responder*

**Tabelle 49 Ergebnisse U-Test, Vergleich IG vs. KG, RMS-Werte, dynamische Aufgaben; blaue (IG>KG) & rote (IG<KG) Felder=sig. Unterschiede, Differenzen unter Angabe in % jeweils in Bezug zur KG; Datensatz: Responder**

HL						VL					
	U0	U1	U2	U3	U4		U0	U1	U2	U3	U4
RA	+28					RA					
OI						OI					
OE						OE					
MF						MF					
ES						ES					
BF						BF					
RF						RF					

HM						VM					
	U0	U1	U2	U3	U4		U0	U1	U2	U3	U4
RA					+54	RA					
OI						OI					
OE			+57	+33		OE					
MF					-31	MF					-33
ES						ES					
BF						BF					
RF						RF					

HS						VS					
	U0	U1	U2	U3	U4		U0	U1	U2	U3	U4
RA						RA					
OI					-42	OI					
OE						OE					
MF					-43	MF					
ES						ES					
BF						BF					
RF						RF					

7.4.1.1.3 *Non-Responder*

**Tabelle 50 Ergebnisse U-Test, Vergleich IG vs. KG, RMS-Werte, dynamische Aufgaben; blaue (IG>KG) & rote (IG<KG) Felder=sig. Unterschiede, Differenzen unter Angabe in % jeweils in Bezug zur KG; Datensatz: Non-Responder**

HL						VL					
	U0	U1	U2	U3	U4		U0	U1	U2	U3	U4
RA						RA					-29
OI						OI					
OE						OE					
MF						MF	-42				
ES						ES	-24			-23	
BF						BF					
RF						RF					

HM						VM					
	U0	U1	U2	U3	U4		U0	U1	U2	U3	U4
RA					-33	RA					
OI						OI					
OE						OE					
MF	-38					MF					
ES						ES					
BF	-53					BF	-37				
RF						RF					

HS						VS					
	U0	U1	U2	U3	U4		U0	U1	U2	U3	U4
RA					-42	RA		-35			
OI						OI					
OE					-28	OE		-26			
MF	-30					MF					
ES						ES	-10	-16			
BF						BF					
RF						RF					

7.4.1.1.4 *geringe Schmerzstärke*

**Tabelle 51** Ergebnisse U-Test, Vergleich IG vs. KG, RMS-Werte, dynamische Aufgaben; blaue (IG>KG) & rote (IG<KG) Felder=sig. Unterschiede, Differenzen unter Angabe in % jeweils in Bezug zur KG;  
**Datensatz: SST low**

HL						VL					
	U0	U1	U2	U3	U4		U0	U1	U2	U3	U4
RA	+91		+98			RA					
OI						OI					
OE			+50			OE					
MF						MF					
ES			+38			ES					
BF						BF					
RF						RF					

HM						VM					
	U0	U1	U2	U3	U4		U0	U1	U2	U3	U4
RA			+114			RA					
OI						OI					
OE			+53			OE					
MF						MF					
ES						ES					
BF						BF					
RF						RF					

HS						VS					
	U0	U1	U2	U3	U4		U0	U1	U2	U3	U4
RA					-35	RA					
OI						OI					
OE						OE					
MF						MF					
ES						ES					
BF						BF					
RF		-49				RF					

7.4.1.1.5 *hohe Schmerzstärke*

**Tabelle 52** Ergebnisse U-Test, Vergleich IG vs. KG, RMS-Werte, dynamische Aufgaben; blaue (IG>KG) & rote (IG<KG) Felder=sig. Unterschiede, Differenzen unter Angabe in % jeweils in Bezug zur KG;  
**Datensatz: SST high**

HL						VL					
	U0	U1	U2	U3	U4		U0	U1	U2	U3	U4
RA						RA					
OI						OI					
OE						OE					
MF						MF	-47				-30
ES						ES	-41				
BF						BF				-53	
RF						RF					

HM						VM					
	U0	U1	U2	U3	U4		U0	U1	U2	U3	U4
RA						RA					
OI						OI					
OE						OE					
MF	-42				-21	MF	-33				-37
ES						ES					
BF						BF					
RF						RF					

HS						VS					
	U0	U1	U2	U3	U4		U0	U1	U2	U3	U4
RA						RA					
OI						OI					
OE						OE					
MF	-48				-59	MF					
ES					-28	ES					
BF						BF					
RF						RF					



## 7.4.1.2 Relativ

## 7.4.1.2.1 Alle

**Tabelle 53 Ergebnisse U-Test, Vergleich IG vs. KG, Relativ-Werte, dynamische Aufgaben; blaue (IG>KG) & rote (IG<KG) Felder=sig. Unterschiede, Differenzen unter Angabe in % jeweils in Bezug zur KG; Datensatz: alle Probanden**

HL						VL					
	U0	U1	U2	U3	U4		U0	U1	U2	U3	U4
RA	+38		+13	+16		RA					
OI						OI					
OE						OE	+11				
MF						MF	-16				
ES						ES					
BF						BF					
RF						RF	+50				

HM						VM					
	U0	U1	U2	U3	U4		U0	U1	U2	U3	U4
RA	+36		+41		+44	RA					
OI						OI					
OE						OE					
MF						MF					
ES						ES					
BF						BF					
RF						RF					

HS						VS					
	U0	U1	U2	U3	U4		U0	U1	U2	U3	U4
RA						RA					
OI						OI					
OE						OE					
MF						MF					
ES						ES					
BF						BF					
RF						RF					

## 7.4.1.2.2 Responder

**Tabelle 54 Ergebnisse U-Test, Vergleich IG vs. KG, Relativ-Werte, dynamische Aufgaben; blaue (IG>KG) & rote (IG<KG) Felder=sig. Unterschiede, Differenzen unter Angabe in % jeweils in Bezug zur KG; Datensatz: Responder**

HL						VL					
	U0	U1	U2	U3	U4		U0	U1	U2	U3	U4
RA	+55					RA					
OI						OI					
OE						OE					
MF						MF					
ES						ES					
BF						BF					
RF						RF					

HM						VM					
	U0	U1	U2	U3	U4		U0	U1	U2	U3	U4
RA	+63				+90	RA					
OI						OI					
OE					+31	OE					
MF						MF					
ES						ES					
BF						BF					
RF						RF					

HS						VS					
	U0	U1	U2	U3	U4		U0	U1	U2	U3	U4
RA						RA					
OI						OI					
OE						OE				+19	
MF						MF					
ES						ES					
BF						BF					
RF						RF					

7.4.1.2.3 *Non-Responder*

**Tabelle 55 Ergebnisse U-Test, Vergleich IG vs. KG, Relativ-Werte, dynamische Aufgaben; blaue (IG>KG) & rote (IG<KG) Felder=sig. Unterschiede, Differenzen unter Angabe in % jeweils in Bezug zur KG; Datensatz: Non-Responder**

HL						VL					
	U0	U1	U2	U3	U4		U0	U1	U2	U3	U4
RA						RA					
OI						OI					
OE						OE	+22				
MF						MF					
ES						ES					
BF						BF					
RF						RF	+68				

HM						VM					
	U0	U1	U2	U3	U4		U0	U1	U2	U3	U4
RA			+35			RA					
OI						OI					
OE						OE					
MF	-19					MF					
ES						ES					
BF						BF					
RF						RF					

HS						VS					
	U0	U1	U2	U3	U4		U0	U1	U2	U3	U4
RA						RA					
OI						OI					
OE						OE		-27			
MF						MF					
ES						ES	-10				
BF						BF					
RF						RF					

7.4.1.2.4 *geringe Schmerzstärke*

**Tabelle 56 Ergebnisse U-Test, Vergleich IG vs. KG, Relativ-Werte, dynamische Aufgaben; blaue (IG>KG) & rote (IG<KG) Felder=sig. Unterschiede, Differenzen unter Angabe in % jeweils in Bezug zur KG; Datensatz: SST low**

HL						VL					
	U0	U1	U2	U3	U4		U0	U1	U2	U3	U4
RA	+22					RA					
OI						OI					
OE						OE					
MF						MF					
ES						ES					
BF						BF					
RF						RF					

HM						VM					
	U0	U1	U2	U3	U4		U0	U1	U2	U3	U4
RA			+50			RA					
OI						OI					
OE						OE					
MF						MF					
ES						ES					
BF						BF					
RF						RF					

HS						VS					
	U0	U1	U2	U3	U4		U0	U1	U2	U3	U4
RA						RA					
OI						OI					
OE						OE		-26			
MF						MF					
ES						ES					
BF						BF					
RF		-32				RF					

### 7.4.1.2.5 hohe Schmerzstärke

**Tabelle 57 Ergebnisse U-Test, Vergleich IG vs. KG, Relativ-Werte, dynamische Aufgaben; blaue (IG>KG) & rote (IG<KG) Felder=sig. Unterschiede, Differenzen unter Angabe in % jeweils in Bezug zur KG; Datensatz: SST high**

HL						VL					
	U0	U1	U2	U3	U4		U0	U1	U2	U3	U4
RA						RA					+72
OI						OI	+30				
OE						OE	+33				
MF						MF					
ES						ES					
BF						BF					
RF						RF					

HM						VM					
	U0	U1	U2	U3	U4		U0	U1	U2	U3	U4
RA	+35				+50	RA					+45
OI						OI					
OE						OE					
MF	-28					MF					
ES						ES					
BF						BF					
RF						RF					

HS						VS					
	U0	U1	U2	U3	U4		U0	U1	U2	U3	U4
RA						RA				+81	+70
OI						OI					
OE						OE				+35	
MF	-29					MF					
ES						ES					
BF						BF					
RF						RF					

### 7.4.1.3 Range

#### 7.4.1.3.1 Alle

**Tabelle 58 Ergebnisse U-Test, Vergleich IG vs. KG, Range-Werte, dynamische Aufgaben; blaue (IG>KG) & rote (IG<KG) Felder=sig. Unterschiede, Differenzen unter Angabe in % jeweils in Bezug zur KG; Datensatz: alle Probanden**

HL						VL					
	U0	U1	U2	U3	U4		U0	U1	U2	U3	U4
RA	+114			+146		RA					
OI						OI	-24	-27			
OE				+21		OE		-9			
MF						MF		-14			
ES						ES		-16			
BF						BF	-25	-17	-32	-25	
RF						RF		-27			

HM						VM					
	U0	U1	U2	U3	U4		U0	U1	U2	U3	U4
RA			+70			RA					
OI						OI					
OE						OE					
MF						MF					
ES						ES					
BF	-29	-28		-24		BF					
RF						RF					

HS						VS					
	U0	U1	U2	U3	U4		U0	U1	U2	U3	U4
RA	-47					RA					
OI						OI					
OE	-26					OE					
MF	-42	-32	-25	-23	-27	MF					
ES	-34	-24	-19			ES					
BF	-55	-39	-38	-37	-40	BF					
RF	-37	-33	-37			RF					

7.4.1.3.2 *Responder*

**Tabelle 59 Ergebnisse U-Test, Vergleich IG vs. KG, Range-Werte, dynamische Aufgaben; blaue (IG>KG) & rote (IG<KG) Felder=sig. Unterschiede, Differenzen unter Angabe in % jeweils in Bezug zur KG;**  
**Datensatz: Responder**

HL					
	U0	U1	U2	U3	U4
RA					
OI					
OE					
MF					
ES					
BF					
RF					

VL					
	U0	U1	U2	U3	U4
RA		-49			
OI					
OE		-22			
MF	-32	-32		-30	
ES		-28			
BF	-43	-22			
RF					

HM					
	U0	U1	U2	U3	U4
RA		+119	+87	+50	
OI					
OE		+75	+52	+64	+65
MF					
ES					
BF	-37				
RF					

VM					
	U0	U1	U2	U3	U4
RA					
OI					
OE					
MF					
ES					
BF					
RF					

HS					
	U0	U1	U2	U3	U4
RA		-36			
OI					
OE					
MF	-66		-31		
ES		-28	-20	-24	
BF	-69	-44	-54	-55	-54
RF		-42			

VS					
	U0	U1	U2	U3	U4
RA					
OI					
OE					
MF					
ES					
BF					
RF					

7.4.1.3.3 *Non-Responder*

**Tabelle 60 Ergebnisse U-Test, Vergleich IG vs. KG, Range-Werte, dynamische Aufgaben; blaue (IG>KG) & rote (IG<KG) Felder=sig. Unterschiede, Differenzen unter Angabe in % jeweils in Bezug zur KG;**  
**Datensatz: Non-Responder**

HL					
	U0	U1	U2	U3	U4
RA					
OI					
OE					
MF					
ES					
BF					
RF					

VL					
	U0	U1	U2	U3	U4
RA					
OI		-37	-30		
OE		-42	-51		
MF			-21		
ES					
BF		-18	-42		
RF		-39	-53		

HM					
	U0	U1	U2	U3	U4
RA					
OI					
OE					
MF					
ES				-33	
BF		-30		-30	
RF		-28		-33	-32

VM					
	U0	U1	U2	U3	U4
RA					
OI					
OE					
MF					
ES					
BF					
RF	-35				

HS					
	U0	U1	U2	U3	U4
RA					
OI					
OE					
MF					
ES					
BF	-53	-38			-35
RF	-41		-38		-21

VS					
	U0	U1	U2	U3	U4
RA					
OI					
OE					
MF					
ES					
BF					
RF					

7.4.1.3.4 *geringe Schmerzstärke*

Tabelle 61 Ergebnisse U-Test, Vergleich IG vs. KG, Range-Werte, dynamische Aufgaben; blaue (IG>KG) & rote (IG<KG) Felder=sig. Unterschiede, Differenzen unter Angabe in % jeweils in Bezug zur KG; Datensatz: SST low

HL						VL					
	U0	U1	U2	U3	U4		U0	U1	U2	U3	U4
RA			+177	+206		RA					
OI						OI		-21			
OE						OE					
MF						MF					
ES						ES					
BF						BF		-36			
RF						RF					

HM						VM					
	U0	U1	U2	U3	U4		U0	U1	U2	U3	U4
RA			+165			RA					
OI						OI					
OE			+51			OE					
MF						MF					
ES						ES					
BF		-29				BF					
RF						RF					

HS						VS					
	U0	U1	U2	U3	U4		U0	U1	U2	U3	U4
RA						RA					
OI						OI					
OE						OE					
MF	-41					MF					
ES						ES					
BF						BF					
RF			-31			RF					

7.4.1.3.5 *hohe Schmerzstärke*

Tabelle 62 Ergebnisse U-Test, Vergleich IG vs. KG, Range-Werte, dynamische Aufgaben; blaue (IG>KG) & rote (IG<KG) Felder=sig. Unterschiede, Differenzen unter Angabe in % jeweils in Bezug zur KG; Datensatz: SST high

HL						VL					
	U0	U1	U2	U3	U4		U0	U1	U2	U3	U4
RA						RA			-25		
OI						OI			-31		-37
OE						OE					
MF						MF			-16		
ES						ES					
BF						BF	-49		-34		
RF						RF					

HM						VM					
	U0	U1	U2	U3	U4		U0	U1	U2	U3	U4
RA						RA					
OI						OI					
OE						OE		+166			
MF						MF					
ES						ES					
BF		-31		-37		BF	-47				
RF						RF					

HS						VS					
	U0	U1	U2	U3	U4		U0	U1	U2	U3	U4
RA						RA					
OI						OI					
OE						OE					
MF		-33	-32	-23		MF					
ES						ES					
BF	-71	-58	-59	-55	-60	BF	-38				
RF						RF					

## 7.4.2 Statik

## 7.4.2.1 Muskelweise

## 7.4.2.1.1 Alle

**Tabelle 63 Ergebnisse U-Test, Vergleich IG vs. KG, RMS- & AKZ-Werte, statische Aufgaben (Winkel kategorisiert in low & high); blaue (IG>KG) & rote (IG<KG) Felder=sig. Unterschiede, Differenzen unter Angabe in % jeweils in Bezug zur KG; Datensatz: alle Probanden**

<

## 7.4.2.1.2 Responder

**Tabelle 64 Ergebnisse U-Test, Vergleich IG vs. KG, RMS- & AKZ-Werte, statische Aufgaben (Winkel kategorisiert in low & high); blaue (IG>KG) & rote (IG<KG) Felder=sig. Unterschiede, Differenzen unter Angabe in % jeweils in Bezug zur KG; Datensatz: Responder**

</

## 7.4.2.1.3 Non-Responder

Tabelle 65 Ergebnisse U-Test, Vergleich IG vs. KG, RMS- & AKZ-Werte, statische Aufgaben (Winkel kategorisiert in low & high); blaue (IG>KG) & rote (IG<KG) Felder=sig. Unterschiede, Differenzen unter Angabe in % jeweils in Bezug zur KG; Datensatz: Non-Responder

</

## 7.4.2.1.4 geringe Schmerzstärke

Tabelle 66 Ergebnisse U-Test, Vergleich IG vs. KG, RMS- & AKZ-Werte, statische Aufgaben (Winkel kategorisiert in low & high); blaue (IG>KG) & rote (IG<KG) Felder=sig. Unterschiede, Differenzen unter Angabe in % jeweils in Bezug zur KG; Datensatz: SST low

</





## 7.4.2.2.2 Responder

Tabelle 69 Ergebnisse U-Test, Vergleich IG vs. KG, KM- & KM Rumpf-Werte, statische Aufgaben (Winkel kategorisiert in low & high); blaue (IG>KG) & rote (IG<KG) Felder=sig. Unterschiede, Differenzen unter Angabe in % jeweils in Bezug zur KG; Datensatz: Responder

KM						KM Rumpf					
VK low						VK low					
RA	U0	U1	U2	U3	U4	RA	U0	U1	U2	U3	U4
OI						RA					
OE	-4	-2				OI					
MF	+36	+59	+59	+48	+45	OE			-2		
ES						MF			+40	+30	+39
BF						ES					
RF						RF	+20				

VK high						VK high					
RA	U0	U1	U2	U3	U4	RA	U0	U1	U2	U3	U4
OI						RA					
OE						OI	+3		+4	+3	
MF			+13	+4	+7	OE					
ES						MF					
BF						ES					
RF						RF					

VK low						VK low					
RA	U0	U1	U2	U3	U4	RA	U0	U1	U2	U3	U4
OI	-4					RA		+9	+8	+17	
OE						OI	+0	+15			
MF						OE					
ES						MF					
BF						ES			+30		
RF						RF					

VK high						VK high					
RA	U0	U1	U2	U3	U4	RA	U0	U1	U2	U3	U4
OI						RA					
OE						OI					
MF						OE					
ES						MF		+4	+4		
BF						ES					
RF						RF					

## 7.4.2.2.3 Non-Responder

Tabelle 70 Ergebnisse U-Test, Vergleich IG vs. KG, KM- & KM Rumpf-Werte, statische Aufgaben (Winkel kategorisiert in low & high); blaue (IG>KG) & rote (IG<KG) Felder=sig. Unterschiede, Differenzen unter Angabe in % jeweils in Bezug zur KG; Datensatz: Non-Responder

KM						KM Rumpf					
VK low						VK low					
RA	U0	U1	U2	U3	U4	RA	U0	U1	U2	U3	U4
OI	+3					RA					
OE		+4		+4	+6	OI					
MF			+34	+40	+45	OE		+7			
ES						MF			+43	+32	+49
BF						ES					
RF	+12	+17				RF					

VK high						VK high					
RA	U0	U1	U2	U3	U4	RA	U0	U1	U2	U3	U4
OI						RA					
OE			-1	-1		OI					
MF					+10	OE					
ES						MF	+13	+23	+28	+25	+31
BF						ES					
RF						RF					

VK low						VK low					
RA	U0	U1	U2	U3	U4	RA	U0	U1	U2	U3	U4
OI						RA					
OE						OI	-11	-15	-9	-12	
MF						OE					
ES						MF					
BF						ES					
RF						RF					

VK high						VK high					
RA	U0	U1	U2	U3	U4	RA	U0	U1	U2	U3	U4
OI		+21		+21	+19	RA					
OE		+1				OI				+23	+38
MF	+1	+2	+2			OE	+30	+22	+25	+21	+18
ES	+3			+4		MF	+4		+3	+3	
BF						ES	+8			+5	
RF	+14		+10			RF					

7.4.2.2.4 *geringe Schmerzstärke*

Tabelle 71 Ergebnisse U-Test, Vergleich IG vs. KG, KM- & KM Rumpf-Werte, statische Aufgaben (Winkel kategorisiert in low & high); blaue (IG>KG) & rote (IG<KG) Felder=sig. Unterschiede, Differenzen unter Angabe in % jeweils in Bezug zur KG; Datensatz: SST low

KM						KM Rumpf					
VK low						VK low					
	U0	U1	U2	U3	U4		U0	U1	U2	U3	U4
RA						RA					
OI						OI					
OE				+9		OE					
MF	+54	+50	+54	+61	+64	MF	+53	+43	+55	+65	+60
ES						ES					
BF						BF					
RF						RF					

VK high						VK high					
	U0	U1	U2	U3	U4		U0	U1	U2	U3	U4
RA						RA					
OI	-1	-0				OI					
OE			+1			OE					
MF			+6			MF					
ES						ES					
BF						BF					
RF						RF					

VK low						VK low					
	U0	U1	U2	U3	U4		U0	U1	U2	U3	U4
RA						RA			+11	+6	
OI					+14	OI					
OE			-11			OE			+21	+15	+15
MF			-0		+12	MF	+23	+8	+8	+19	+15
ES						ES	+18				
BF		-5				BF					
RF						RF					

VK high						VK high					
	U0	U1	U2	U3	U4		U0	U1	U2	U3	U4
RA						RA					
OI					+27	OI			+21	+15	+15
OE						OE	+27	+27	+26	+21	
MF	+6	+5	+7	+4		MF	+8	+4	+9	+6	
ES	+3	+4	+3	+6		ES	+8			+6	
BF						BF					
RF						RF					

7.4.2.2.5 *hohe Schmerzstärke*

Tabelle 72 Ergebnisse U-Test, Vergleich IG vs. KG, KM- & KM Rumpf-Werte, statische Aufgaben (Winkel kategorisiert in low & high); blaue (IG>KG) & rote (IG<KG) Felder=sig. Unterschiede, Differenzen unter Angabe in % jeweils in Bezug zur KG; Datensatz: SST high

KM						KM Rumpf					
VK low						VK low					
	U0	U1	U2	U3	U4		U0	U1	U2	U3	U4
RA						RA					
OI	+3					OI	+7				
OE		-4				OE		-5			
MF			+29			MF					
ES						ES					
BF						BF					
RF			-6		-15	RF					

VK high						VK high					
	U0	U1	U2	U3	U4		U0	U1	U2	U3	U4
RA						RA				+0	
OI						OI	+0	-7	-2	-7	
OE						OE					
MF				+2		MF					
ES						ES			-17		
BF						BF					
RF						RF					

VK low						VK low					
	U0	U1	U2	U3	U4		U0	U1	U2	U3	U4
RA						RA					
OI						OI	-8		-4		
OE		+6				OE		+38			
MF						MF					
ES						ES					
BF						BF					
RF						RF					

VK high						VK high					
	U0	U1	U2	U3	U4		U0	U1	U2	U3	U4
RA					-13	RA					
OI	-13		-13			OI			-18		-12
OE						OE	+21				
MF		+4				MF			+5		
ES			-0	+0		ES					
BF						BF					
RF	+21	+18	+24	+21		RF					

## Protokoll muskulär-physiologische Untersuchungen Seite 1

## Protokoll Evaluation Rückenschule

Name: \_\_\_\_\_ interner Code: \_\_\_\_\_ U \_\_\_\_\_

Gewicht: \_\_\_\_\_ Größe: \_\_\_\_\_

geb: \_\_\_\_\_ U.-Datum: \_\_\_\_\_ VAS:  

AD 2048/s, gain 1000, ToM:

Muskel/Kanalbelegung	Lokalisation
Rectus abdominis: li 1, re 9	caudale Elektrode Höhe Nabel, 4cm von Mitte, vertikal
Obliquus internus: li 2, re 10	medial Inguinalfalte, Höhe SIAS, horizontal
Obliquus externus: li 3, re 11	Unterhalb tiefster Punkt Rippenbogen, auf Linie von dort zu kontralateralem Tuberculum pubicum, direkt an Rippenbogen
Multifidus: li 4, re 12	medial der Linie SIPS-L1/2 Zwischenraum, Beginn: Höhe L5
Erector spinae (long.): li 5, re 13	Höhe L1, auf Muskelbauch, nach cranial
Biceps femoris: li 6, re 14	Mitte Distanz Gesäßfalte – lat. Epicondylus tibiae, auf Linie
Rectus femoris: li 7, re 15	Mitte Distanz SIAS – Oberkante Patella, auf Linie
Propriomed X 8 / EKG	
Propriomed Y 16 / Remote	

Ruhe entspannt, zu Beginn, Ruhe 1: \_\_\_\_\_ . mes

Messzeit ca. 20 s

Ruhe Gerät in Hand vor Körper (UA 90°), Ruhe 2 \_\_\_\_\_ . mes

Messzeit ca. 20 s

## Propriomed

Propriomed wird immer mit beiden Händen angefasst, sollte auf Höhe zwischen Nabel und SIAS gehalten werden, auf korrekte Schwingungsamplitude achten (mind. 30 cm, max. 50 cm), auf korrekte Übungsausführung achten (nur ein Schwingungsknoten!). Verwendetes Propriomed: P 170

Schwingungsebenen:

Ebene 1: Schwingung horizontal (h)

Ebene 2: Schwingung vertikal (v)

Schwingungsfrequenzen:

langsam (l):

mittel (m):

schnell (s):

beide Gewichte außen

ein Gewicht außen, eines innen

beide Gewichte innen

Sensor: rechts außen, Kabel geht entweder nach hinten weg (Ebene 1) oder nach oben (Ebene 2)

Durchlauf (vorher randomisieren!)

Ebene: \_\_\_\_\_, Frequenz: \_\_\_\_\_ . mes

Ebene: \_\_\_\_\_, Frequenz: \_\_\_\_\_ . mes

Ebene: \_\_\_\_\_, Frequenz: \_\_\_\_\_ . mes

Ebene: \_\_\_\_\_, Frequenz: \_\_\_\_\_ . mes

Ebene: \_\_\_\_\_, Frequenz: \_\_\_\_\_ . mes

Ebene: \_\_\_\_\_, Frequenz: \_\_\_\_\_ . mes

VAS:

## Protokoll muskulär-physiologische Untersuchungen Seite 2

### Test: Kippgerät

**Herzkanal in K 8 einstöpseln! Fernbedienung in K 16, Konfiguration ändern!**

**Beinlängeneinstellung: \_\_ \_\_ Löcher (von oben zählen, linke Seite! )**

Messzeit für Referenz Aufrecht immer ca. 20 s

Ruhe 3: Stehen in Ruhe, Arme normal \_\_\_\_\_ . mes

Ruhe 4: Stehen in Ruhe, Arme vor Brust (rechts zuerst) \_\_\_\_\_ . mes

**Für Messungen im Gerät: Arme vor der Brust gekreuzt, rechts zuerst**

**Durchlauf Gerät, Statik, Messzeit immer ca. 7 s, Ablauf randomisiert!**

**Kipprichtung wird separat randomisiert!**

**Kipprichtung: Vorkippung/Rückkippung V/R      Winkel: 5°, 10°, 20°, 30°, 45°, 60°**

**\_\_\_ kippung**

Stehen im Gerät, Arme vor Brust \_\_\_\_\_ . mes

Winkel; \_\_ \_\_\_\_\_ . mes

Winkel; \_\_ \_\_\_\_\_ . mes

Winkel; \_\_ \_\_\_\_\_ . mes

Winkel; \_\_ \_\_\_\_\_ . mes

Winkel; \_\_ \_\_\_\_\_ . mes

Winkel; \_\_ \_\_\_\_\_ . mes

**\_\_\_ kippung**

Stehen im Gerät, Arme vor Brust \_\_\_\_\_ . mes

Winkel; \_\_ \_\_\_\_\_ . mes

Winkel; \_\_ \_\_\_\_\_ . mes

Winkel; \_\_ \_\_\_\_\_ . mes

Winkel; \_\_ \_\_\_\_\_ . mes

Winkel; \_\_ \_\_\_\_\_ . mes

Winkel; \_\_ \_\_\_\_\_ . mes

VAS:

VAS:

## Lebenslauf

### Persönliche Daten

Name	Robin Tutzschke
Geburtsdatum	21.Juni 1980
Geburtsort	Jena

### Ausbildung

2008	Diplom Sportwissenschaft P/R, FSU Jena
2001 – 2008	Studium Sportwissenschaft Diplom an der Friedrich-Schiller-Universität Jena
2000 - 2001	Zivildienst / Ausbildung zum Rettungssanitäter Deutsches Rotes Kreuz
2000	Abitur
1998 - 2000	Staatliches Gymnasium „Ernst Abbe“, Jena
1998	High School Diploma
1997 - 1998	Ennis High School, Ennis, MT (USA)
1991 - 1997	Staatliches Gymnasium „Ernst Abbe“, Jena

### Tätigkeiten

10/2009 – 06/2013	Anstellung als wissenschaftlicher Mitarbeiter am Universitätsklinikum Jena
seit 2010	Inhaber der Lo Man Kam Wing Chun Kung Fu Schule Jena
seit 2009	freiberuflicher Berater für arbeitsplatznahe Prävention
seit 2007	freiberuflicher Referent für Gesundheitssport
2006 - 2008	Kurs-Bereichsleiter im „JU2-Fitnesstreff“, Jena
2005 - 2009	Trainer und Kursleiter im „JU2-Fitnesstreff“, Jena
seit 2005	freiberuflicher Kursleiter für Präventionssport
2004 - 2005	Trainer und Kursleiter im „OK-Wellnesscenter“, Jena

### **Ehrenwörtliche Erklärung**

Hiermit erkläre ich, dass mir die geltende Promotionsordnung der Fakultät für Sozial- und Verhaltenswissenschaften der Friedrich-Schiller-Universität Jena bekannt ist,

ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind,

mich folgende Person bei der Auswahl und Auswertung des Materials unentgeltlich unterstützt hat: PD Dr. med. habil. Christoph Anders,

die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde und dass Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen,

dass ich die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht habe und

dass ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.

Jena, den 01.07.2014

---

Robin Tutzschke